

Universidade de Lisboa
Faculdade de Ciências
Departamento de Física



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

**Dosimetria *in vivo* com díodos em pacientes
de cancro da mama com tratamentos
hipofraccionados de IMRT**

Mariana Mendonça Neves

Dissertação

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica e Biofísica

Perfil em Radiações em Diagnóstico e Terapia

2015

Universidade de Lisboa
Faculdade de Ciências
Departamento de Física



**Dosimetria *in vivo* com díodos em pacientes
de cancro da mama com tratamentos
hipofraccionados de IMRT**

Mariana Mendonça Neves

Dissertação

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica e Biofísica

Perfil em Radiações em Diagnóstico e Terapia

Orientador Interno: Professor Doutor Pedro Almeida

Orientadora Externa: Doutora Sandra Vieira

2015

RESUMO

Em radioterapia de intensidade modulada (IMRT), a criação de planos de tratamento hipofraccionados complexos leva à necessidade de um rigoroso controlo da qualidade e segurança (QA) no pré-tratamento. Contudo, a forma mais directa de verificar a deposição de dose é através de dosimetria *in vivo*, ou seja, medições de dose durante a sessão de tratamento do paciente. Em radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT) já estão implementados protocolos de medição *in vivo* com díodos. Quando a radioterapia é de intensidade modulada e é pretendida a medição de doses superficiais, este tipo de dosimetria não está aplicado devido aos elevados gradientes de dose existentes nestas regiões. Este projecto consistiu num estudo de diferentes abordagens de dosimetria com díodos num fantoma e a adaptação das mesmas para o paciente, com o objectivo de validar a utilização destes detectores em dosimetria *in vivo* na medição de doses superficiais da mama em tratamentos hipofraccionados de IMRT. Os resultados das medições foram comparados com os correspondentes valores de dose calculados pelo sistema de planeamento de tratamento. Na detecção da dose foi utilizado um díodo de silício (EDP-15) da IBA Dosimetry. Foi estudado o efeito da variação da dimensão de campo, SSD e direcção de incidência do feixe de radiação. Todos os feixes utilizados foram de fótons de 6 MV. As medições no fantoma resultaram num desvio médio, entre as doses calculada e medida, de 6%. Nas pacientes, a média foi de -16%. A discrepância de resultados deveu-se, principalmente, à precisão do posicionamento do díodo no fantoma, uma vez que a anatomia da paciente e possíveis movimentos da mesma afectaram o posicionamento na mama. A abordagem aqui apresentada pode ser implementada nos serviços de radioterapia, complementada com outros métodos de QA, permitindo a verificação de dose no paciente.

Palavras-chave: Radioterapia, IMRT, Controlo da Qualidade, Dosimetria In Vivo, Díodo, Dose de Entrada.

ABSTRACT

In intensity modulated radiation therapy (IMRT), the complex hypofractionated treatment plans lead to the need of a rigorous pre-treatment quality assurance procedure (QA). However, in vivo dosimetry is the most direct form of dose deposition verification performed during patient treatment. In vivo measurements with diodes are established on three-dimensional conformal radiation therapy (3D-CRT). When comes to modulated intensity radiation therapy and it is intended to measure superficial doses, this type of in vivo dosimetry is not implemented due the existence of high dose gradients in these regions. This project presents different in vivo dosimetry approaches with diodes performed on a phantom and patients with the aim of validation of these detectors for superficial dose measurements in hypofractionated breast IMRT. The results of measurements performed with the diodes were compared to the corresponding calculated doses by TPS. The diode used in dose detection was a silicon diode (EDP-15) by IBA Dosimetry. The dependence of size field, SSD and direction of incident beam was evaluated. All beams used were 6 MV photon beams. The results of diode measurements on the phantom indicated an average difference of 6% between the calculated and measured doses. For in vivo dosimetry the mean dose deviation from calculated value was -16%. The discrepancy of results was, mainly, due to positioning accuracy of diode on the phantom, since the patient anatomy and movements have affected the placement on breast. The presented approach can be implemented in radiotherapy departments, complemented with others QA procedures, allowing a dose patient verification.

Key-words: Radiotherapy, IMRT, Quality Assurance, In Vivo Dosimetry, Diode, Entrance Dose.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer à Fundação Champalimaud a oportunidade que me foi concedida de realizar o meu projecto final de Mestrado no serviço de radioterapia.

O meu especial agradecimento vai para a minha orientadora, Doutora Sandra Vieira, pelo apoio, disponibilidade, paciência, orientação e por todos os conhecimentos e experiência que me transmitiu.

Um muito obrigada à Eng. Maria João pela paciência e tempo despendido comigo nas muitas horas de almoço, e não só, durante as primeiras fases do projecto.

Aos técnicos de radioterapia, em concreto Daniela, Rita, Nuno e Cláudia, agradeço a paciência, ajuda e colaboração e por terem sido tão prestáveis e terem facilitado a realização da minha dissertação.

A todo o serviço, o meu agradecimento por me terem recebido mais uma vez e terem estado sempre disponíveis quando precisei.

Ao Yoep, obrigada por partilhar, diariamente, o seu gabinete comigo.

Ao Professor Pedro Almeida estou grata pela sua orientação.

Por último e não menos importante, um grande agradecimento aos meus pais pelo esforço e apoio que sempre me deram. E à restante família e amigos que estiveram sempre lá a providenciar momentos de lazer, descontração e diversão.

A todos, muito obrigada!

Conteúdo

Resumo	I
Abstract	I
Agradecimentos	II
Lista de Figuras	IV
Lista de Tabelas	V
Lista de Abreviaturas e Acrónimos	VI
Introdução	VII
I Fundamentação Teórica	1
1 Dosimetria	2
1.1 Aspectos físicos dos feixes de fótons	2
1.2 Dose absorvida	3
1.3 Dosímetros de radiação	4
1.3.1 Câmara de ionização	4
1.3.2 Dosímetros de termoluminescência	5
1.3.3 EPID	5
1.3.4 Díodos	6
1.4 Electrómetro	7
1.5 Fantomas	7
2 Dosimetria <i>in vivo</i>	8
2.1 Introdução	8
2.2 Dosímetros utilizados <i>in vivo</i>	9
2.3 Geometrias e configurações	9
3 Radioterapia da mama	11
3.1 Abordagem terapêutica	11
3.2 Radiossensibilidade	12
3.3 Órgãos de risco	13
3.4 Toxicidade	14
3.5 3D-CRT vs. IMRT	15
3.5.1 Radioterapia Conformacional Tridimensional	15
3.5.2 Radioterapia de Intensidade Modulada	15

3.5.3	Toxicidade	16
4	Radioterapia no tratamento do cancro da mama na Fundação Champalimaud	17
4.1	Planeamento do tratamento	17
4.2	Controlo da qualidade	18
4.3	Dosimetria in vivo com díodos em IMRT hipofraccionado	18
II	Componente Prática	20
5	Enquadramento prático	21
6	Materiais e métodos	22
6.1	Materiais	22
6.1.1	Acelerador Linear	22
6.1.2	Díodos + Electrómetro	22
6.1.3	Câmara de Ionização + Electrómetro	23
6.1.4	Fantomas	23
6.1.5	Termómetro e Barómetro	24
6.2	Softwares	24
6.2.1	Monaco	24
6.2.2	Focal	24
6.2.3	MosaiQ	24
6.2.4	OmniPro-InViDos	25
6.3	Procedimento	25
6.3.1	Validação dos díodos antes da sua utilização clínica	25
6.3.2	Calibração do díodo de referência para a medição da dose de entrada	26
6.3.3	Determinação dos factores de correcção	27
6.3.4	Validação do sistema de medição	28
6.3.5	Determinação dos valores de dose, calculados pelo TPS, correspondentes aos valores medidos no fantoma de placas	32
6.3.6	Medições <i>in vivo</i>	33
6.3.7	Interpretação dos resultados clínicos	34
7	Resultados	38
7.1	Validação dos díodos	38
7.1.1	Teste da estabilidade dos díodos	38
7.1.2	Estudo da linearidade da resposta/dose dos díodos	39
7.2	Calibração do díodo de referência	40
7.2.1	Medição da fuga e sensibilidade do díodo de referência	40
7.3	Factores de correcção	40
7.4	Validação do sistema de medição	42
7.5	Medições <i>in vivo</i>	49
7.6	Interpretação dos resultados clínicos	52
7.6.1	Análise do gradiente de dose	52
7.6.2	Estudo da influência da inclinação do feixe de radiação	53
7.6.3	Avaliação do QA: análise gama	53
7.6.4	Medição com díodo no <i>ArcCHECK</i>	54
7.6.5	Avaliação do CBCT	55
7.6.6	Recalibração em dose	55

8	Discussão	58
8.1	Validação dos díodos	58
8.2	Calibração do díodo de referência	58
8.3	Validação do sistema de medição	59
8.4	Medições <i>in vivo</i>	61
8.4.1	Interpretação dos resultados com os dados de QA	61
8.4.2	Interpretação dos resultados com recurso à análise do gradiente de dose	62
8.4.3	Interpretação dos resultados com as medições no fantoma <i>ArcCHECK</i> , com os dados dos CBCTs e da recalibração	62
8.4.4	Reprodutibilidade do díodo	63
8.5	Revisão e trabalho futuro	63
9	Conclusões	65
10	Anexos	67
10.1	Resultados das medições com o método 1	67
10.2	Dados das pacientes medidas <i>in vivo</i>	71
10.3	Reprodutibilidade do díodo	72
10.4	Interpretação dos resultados clínicos	73
11	Referências e Bibliografia	75

Lista de Figuras

1.1	Deposição de dose no paciente para um feixe de fótons de megavoltagem (imagem adaptada) [2].	3
1.2	Câmara de ionização cilíndrica utilizada no projecto [3].	5
1.3	Princípio de funcionamento dos díodos tipo n e tipo p [3].	7
2.1	Representação esquemática da definição das várias doses em dosimetria <i>in vivo</i> ; SAD representa a distância entre o eixo e a fonte de radiação (imagem adaptada) [1].	10
3.1	Fracção de sobrevivência celular em função da dose de radiação absorvida [23].	12
3.2	Distribuição de dose de um plano de tratamento da mama (corte axial) de 3D-CRT (A) e IMRT (B). Na figura B é possível visualizar uma distribuição de dose irregular, que exclui a artéria descendente anterior esquerda sinalizada a amarelo, o que não foi conseguido com 3D-CRT [32].	15
3.3	Colimador multi-lâminas [36].	16
4.1	TAC (A), delimitação dos órgãos envolvidos (B), distribuição de dose (C) e representação dos feixes de radiação (D) de um plano clínico de uma paciente de mama direita (plano do isocentro).	18
6.1	Acelerador linear Synergy (Elekta) utilizado no projecto.	22
6.2	Díodo utilizado (esquerda) e esquema do mesmo (direita).	23
6.3	Câmara de ionização (em cima) e electrómetro (em baixo).	23
6.4	Fantoma de placas.	23
6.5	Fantoma <i>ArcCHECK</i>	24
6.6	Termómetro (esquerda) e barómetro (direita) utilizados.	24
6.7	Montagem utilizada na calibração dos díodos para a medição da dose de entrada [13].	26
6.8	TAC do fantoma de placas utilizado nos métodos 1, 2 e 3 (corte axial).	29
6.9	Esquema dos 4 métodos utilizados na validação do sistema de medição: método 0 (figura A), método 1 (figura B), método 2 (figura C) e método 3 (figuras D).	30
6.10	Os 4 métodos utilizados na validação do sistema de medição: método 0 (figura A), método 1 (figura B), método 2 (figura C) e método 3 (figuras D e E).	30
6.11	Plano clínico recalculado no fantoma de placas e utilizado no método 1 (A) e nos métodos 2 e 3 (B).	33
6.12	Exemplo da determinação dos valores de dose calculados pelo TPS e utilizados na comparação com os valores medidos <i>in vivo</i> : plano da TAC (corte do isocentro) da paciente 20 utilizado na determinação do valor de dose do eixo central do feixe de radiação, a 1,5 cm de profundidade, para cada campo (OAE, OAE2, OAD e OPD).	34
6.13	Montagem do fantoma de placas e do díodo posicionado horizontalmente no centro do campo.	35
6.14	Montagem do díodo no centro do campo com acentuada inclinação.	35

6.15	Representação geométrica do critério da análise gama para distribuições de dose discretas [41].	36
6.16	Montagem do díodo no fantoma <i>ArcCheck</i>	36
6.17	Plano clínico recalculado no fantoma <i>ArcCHECK</i> utilizado na fase de interpretação dos resultados clínicos (corte axial); distribuição de dose no fantoma (cima) e distribuição de dose com representação dos campos de radiação (baixo).	37
6.18	CBCT de uma paciente: fusão da imagem adquirida na TAC de planeamento (rosa) com a imagem de CT (verde) nos planos coronal, sagital e transversal.	37
7.1	Representação gráfica da linearidade da resposta/dose dos díodos 10148 (esquerda) e 10147 (direita). As rectas de regressão representam a leitura de cada díodo em função das unidades monitor distribuídas. Não são visíveis as barras de erro.	39
7.2	Histograma dos desvios relativos dos resultados do método 1 sobre a <i>dose total</i> de todos os campos medidos (tabela 7.13).	45
7.3	Gráfico dos desvios relativos dos resultados dos métodos 1 e 3 (tabelas 10.1 - 10.5 e 7.14 - 7.16, respectivamente).	47
7.4	Histograma dos desvios relativos, por campo de radiação, dos resultados do método 1.	48
7.5	Histograma dos desvios relativos, por campo de radiação, dos resultados do método 3. O campo OPE não se encontra representado pois foi feita uma única medição neste campo.	48
7.6	Histograma dos desvios relativos dos resultados de todas as medições <i>in vivo</i> (cima) e das primeiras e segundas medições das pacientes (esquerda e direita em baixo, respectivamente).	51
7.7	Histograma dos desvios relativos, por campo de tratamento, dos resultados de todas as medições <i>in vivo</i>	51
7.8	Reprodutibilidade do díodo: histograma das diferenças de dose (%) entre a primeira e segunda medições <i>in vivo</i> . Os dados completos encontram-se na tabela 10.7 - <i>Anexo C</i>	52
7.9	Histograma dos desvios relativos de todas as medições <i>in vivo</i> com a aplicação de um factor de correcção resultante da calibração do díodo em dose.	55

Lista de Tabelas

1.1	Valores de $d_{\text{máx}}$ (cm) de acordo com a energia do feixe e a dimensão do campo [2]. . . .	4
2.1	Principais vantagens e desvantagens dos dosímetros de radiação [1][5].	9
3.1	Exemplo de constrições de dose dos órgãos envolvidos no planeamento do tratamento da mama. O fraccionamento foi de 45 Gy/25 fracções na mama e 60 Gy/25 fracções no leito tumoral em regime SIB [27].	13
3.2	Principais efeitos que caracterizam os vários graus de dermatite [31].	14
6.1	Características dos 4 métodos utilizados na validação do sistema de medição.	32
7.1	Resultados do teste da estabilidade dos díodos.	38
7.2	Resultados da medição da fuga dos díodos 10147 e 10148.	38
7.3	Resultados do teste da linearidade da resposta/dose dos díodos.	39
7.4	Resultados das medições da fuga do díodo de referência 10148 durante 1 minuto cada. .	40
7.5	Medição da sensibilidade do díodo de referência 10148.	40
7.6	Factores de correcção para SSD de 100 cm.	40
7.7	Factores de correcção para SSD de 95, 90 e 85 cm.	41
7.8	Factores de correcção para SSD de 85 e 80 cm.	42
7.9	Resultados do método 0 (<i>dose por campo</i> e <i>dose total</i>). Estas medições referem-se a pacientes de mama esquerda. O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.	43
7.10	Resultados referentes aos métodos 1 e 2 (<i>dose total de todos os campos</i>). Os resultados da dose medida por fracção dos métodos 1 e 2 das pacientes 3 e 4 encontram-se na tabela 7.12. Estas medições referem-se a pacientes de mama direita. O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.	43
7.11	Desvios relativos entre os valores de dose calculados e os medidos pela CI e entre os valores de dose medidos pela CI e os medidos pelo díodo para os métodos 1 e 2, referentes aos resultados da tabela 7.10 (<i>dose total de todos os campos</i>). Os valores do cálculo e da medição pela CI foram considerados os valores de referência no respectivo cálculo do desvio relativo.	43
7.12	Resultados referentes aos métodos 1 e 2 de duas pacientes de mama direita (<i>dose individual por campo</i>). O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo. Os restantes resultados da dose por campo do método 1 encontram-se na secção <i>Anexo A</i>	44
7.13	Resultados referentes ao método 1 das pacientes de mama direita (3–14) e mama esquerda (15–19) – <i>dados tratados: dose total dos campos</i> . O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.	44
7.14	Resultados referentes ao método 3 das pacientes de mama direita – medição única por paciente. O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.	45

7.15	Resultados referentes ao método 3 das pacientes de mama direita – medição única por paciente (continuação da tabela 7.14). O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.	46
7.16	Resultados referentes ao método 3 das pacientes de mama esquerda – medição única por paciente (continuação da tabela 7.15). O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.	47
7.17	Resultados das medições <i>in vivo</i>	49
7.18	Resultados das medições <i>in vivo</i> (continuação da tabela 7.17).	50
7.19	Gradiente de dose por campo de tratamento de cada paciente: percentagem de diferença de dose num raio de 0,5 cm a partir do ponto de cálculo.	52
7.20	Gradiente de dose por campo de tratamento de cada paciente: percentagem de diferença de dose num raio de 0,5 cm a partir do ponto de cálculo (continuação da tabela 7.19).	53
7.21	Resultados das medições do díodo posicionado horizontalmente e inclinado no fantoma.	53
7.22	Resultado da análise gama do QA de cada paciente: percentagem de pontos que passou na análise.	53
7.23	Resultados das medições com o díodo colocado no fantoma <i>ArcCHECK</i> . O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.	54
7.24	Resultados da análise dos CBCTs correspondentes às fracções de tratamento onde foi efectuada dosimetria <i>in vivo</i>	55
7.25	Resultados das medições em condições de referência com os vários dosímetros: cada um dos díodos em simultâneo com a CI e apenas a CI.	55
7.26	Desvios relativos dos resultados <i>in vivo</i> multiplicados pelo factor de recalibração em dose (0,974).	56
7.27	Desvios relativos dos resultados <i>in vivo</i> multiplicados pelo factor de recalibração em dose (0,974) – continuação da tabela 7.26.	57
10.1	Resultados referentes ao método 1 (fase da validação do sistema) das pacientes de mama direita (<i>dose individual por campo</i>) - primeira medição.	67
10.2	Resultados referentes ao método 1 (fase da validação do sistema) das pacientes de mama direita (<i>dose individual por campo</i>) - primeira medição (continuação da tabela anterior).	68
10.3	Resultados referentes ao método 1 das pacientes de mama direita (<i>dose individual por campo</i>) - segunda medição.	68
10.4	Resultados referentes ao método 1 (fase da validação do sistema) das pacientes de mama direita (<i>dose individual por campo</i>) - medição única.	69
10.5	Resultados referentes ao método 1 (fase da validação do sistema) das pacientes de mama direita e mama esquerda (<i>dose individual por campo</i>) -medição única (continuação da tabela anterior).	70
10.6	Dados das pacientes medidas <i>in vivo</i> : localização da patologia e quantidade de unidades monitor (UM) distribuídas por campo.	71
10.7	Reprodutibilidade do díodo: análise da diferença de dose medida entre a primeira e a segunda medições de cada paciente.	72
10.8	Resultados dos vários testes e medições realizados nesta fase. F1 e F2 significam fracção 1 e fracção 2, respectivamente, ou seja, correspondem às fracções de tratamento onde se efectuou dosimetria <i>in vivo</i>	73
10.9	Resultados dos vários testes e medições realizados nesta fase. F1 e F2 significam fracção 1 e fracção 2, respectivamente, ou seja, correspondem às fracções de tratamento onde se efectuou dosimetria <i>in vivo</i> (continuação da tabela anterior).	74

Lista de Abreviaturas e Acrónimos

ADN	Ácido desoxirribonucleico
ADU	<i>Analogic-to-Digital Unit</i>
CBCT	Tomografia computadorizada de feixe cónico (<i>Cone Beam Computed Tomography</i>)
CI	Câmara de ionização
cm/mm	centímetro/milímetro
Coef.	Coeficiente
Cond. ref.	Condição de referência
CT	Tomografia computadorizada (<i>Computed Tomography</i>)
D _{CI}	Dose medida pela câmara de ionização
D _{entrada}	Dose de entrada
d _{máx}	Profundidade de dose máxima
D _s	Dose de superfície
e.g.	Por exemplo
EPID	Dispositivo electrónico de imagem portal (<i>Electronic Portal Imaging Device</i>)
ESTRO	<i>European Society for Radiotherapy & Oncology</i>
F _{cal}	Factor de calibração
F _{corr}	Factor de correcção
Gy	Gray
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units</i>
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada (<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i>)
L _{díodo}	Leitura do díodo
LQ	Modelo Linear Quadrático
máx/mín	máximo/mínimo
MLC	Colimador multi-lâminas (<i>Multi-Leaf Collimator</i>)
OAD/OAE	(campo) oblíquo anterior direito/esquerdo
OPD/OPE	(campo) oblíquo posterior direito/esquerdo
QA	Controlo da qualidade (<i>Quality Assurance</i>)
SAD	Distância fonte-eixo (<i>Source-axis distance</i>)
SF	Fracção de sobrevivência celular
SI	Sistema Internacional de Unidades
SIB	<i>Boost</i> simultâneo e integrado (<i>Simultaneous Integrated Boost</i>)
SSD	Distância fonte-pele (<i>Source-skin distance</i>)
TAC	Tomografia Axial Computorizada
TLD	Dosímetro de termoluminescência
TPS	Sistema de Planeamento de Tratamento (<i>Treatment Planning System</i>)
UM	Unidade Monitor
V/MV	Volt/Megavolt
VMAT	<i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>
3D-CRT	Radioterapia Conformacional Tridimensional (<i>3D Conformal Radiation Therapy</i>)

Introdução

Desde o início da aplicação da radioterapia no tratamento do cancro (início do século XX), que o princípio básico desta técnica permanece, apesar do avanço tecnológico que tem vindo a possibilitar o seu melhoramento. A energia depositada nos tecidos pela radiação ionizante permite a destruição das células tumorais, uma vez que, ao interagir com o ADN, provoca lesões no mesmo que impedem a proliferação das células e, assim, o alastramento da doença. As células com uma maior taxa de mitose, como é o caso das células tumorais, são mais radiosensíveis, isto é, estão mais susceptíveis aos efeitos destrutivos da radiação. Apesar de a radiação também incidir nas células saudáveis, estas recuperam mais rapidamente pois têm uma maior capacidade de auto-reparação relativamente ao tecido tumoral, resultando em lesões menores. Deste modo, a radioterapia consiste na administração de uma dose de radiação com elevada precisão num volume tumoral definido, com o objectivo de destruir as células tumorais, causando o menor dano possível nos tecidos são adjacentes.

Desvios na dose depositada nos tecidos do paciente podem trazer complicações. A deposição de uma dose inferior à prevista no volume-alvo pode reduzir o efeito biológico da radiação no tecido tumoral e, pelo contrário, a deposição de uma dose elevada num tecido saudável pode desencadear consequências nefastas para o paciente. Por estas razões, é imprescindível a realização de um protocolo de controlo da qualidade e segurança que permita a avaliação da distribuição de dose de radiação pelo acelerador linear. A forma mais directa de analisar a deposição de dose é através de dosimetria *in vivo*, ou seja, durante a sessão de tratamento do paciente. Esta prática está instituída em 3D-CRT mas não se encontra

implementada em IMRT, uma vez que nesta modalidade os campos de radiação apresentam regiões com elevados gradientes de dose que dificultam e comprometem a medição de dose no paciente. Por estes motivos, a dosimetria *in vivo* em IMRT é desprezada. Os artigos publicados sobre esta temática descrevem, maioritariamente, abordagens aplicadas e estudadas em várias patologias que não incluem a da mama. Este facto deve-se à anatomia e características da mesma que acrescentam dificuldade ao processo.

O objectivo deste trabalho foi desenvolver uma proposta exequível de dosimetria *in vivo* em IMRT em pacientes de cancro da mama. Foi verificada a dose depositada superficialmente durante os tratamentos hipofraccionados de IMRT da mama e, assim, testar a viabilidade da implementação da dosimetria *in vivo* com díodos nestas condições e, consequentemente, no serviço de radioterapia da Fundação Champalimaud.

Na primeira parte do projecto são descritos vários conceitos de dosimetria, bem como caracterizados alguns dosímetros utilizados em dosimetria *in vivo*. Os capítulos seguintes são direccionados para a radioterapia da mama, em particular, na Fundação Champalimaud, em termos de planeamento do tratamento e controlo da qualidade do mesmo, onde se inserem os procedimentos de dosimetria *in vivo* com díodos. A segunda parte diz respeito à componente experimental que inclui todo o processo que leva à execução das medições de dose nas pacientes de cancro da mama (testes de validação, calibração e experimentação no fantoma). Nos últimos capítulos são apresentados os materiais e métodos utilizados e os respectivos resultados, a discussão e conclusões.

Parte I

Fundamentação Teórica

Capítulo 1

Dosimetria

A dosimetria refere-se à determinação, por medição ou cálculo, da dose absorvida, taxa de dose ou qualquer outra quantidade, como *kerma* e fluência, resultantes da interacção da radiação ionizante com a matéria.

1.1 Aspectos físicos dos feixes de fotões

Na radioterapia externa, a fonte de radiação ionizante encontra-se a uma determinada distância do paciente, sendo o volume-alvo irradiado com um feixe de radiação externo. Na maior parte dos casos, a radioterapia externa é executada com feixes de fotões, podendo ser utilizados feixes de electrões, e uma pequena parte é realizada com protões, neutrões ou iões pesados. Nesta secção serão abordados alguns aspectos físicos dos feixes de fotões, uma vez que são os utilizados neste projecto.

Para que os resultados do tratamento sejam bem-sucedidos, é necessário conhecer de forma precisa e exacta a distribuição de dose no volume irradiado. Este objectivo é, geralmente, alcançado relacionando a dose num ponto arbitrário do paciente com a dose conhecida no mesmo ponto num fantoma.

Quando o feixe de radiação incide num fantoma ou no paciente, a dose absorvida varia à medida que o feixe penetra em profundidade. Esta variação depende de muitos parâmetros: energia do feixe, dimensão do campo, distância à fonte, sistema de colimação do feixe, etc. A distância entre a fonte de radiação e a pele do paciente, ou a superfície

do fantoma, é designada por SSD (*source-skin distance*).

Na figura 1.1 está representada a típica distribuição de dose no eixo central de um feixe de fotões de megavoltagem quando alcança o paciente, na qual podem ser identificados alguns pontos e regiões. O feixe entra no paciente e deposita na superfície uma certa dose (dose de superfície D_s). De seguida, a dose aumenta rapidamente atingindo o seu valor máximo à profundidade $d_{máx}$. A partir desta posição, o valor da dose diminui quase exponencialmente até atingir a dose de saída (D_{ex}) [1].

Em feixes de fotões de megavoltagem, a dose de superfície D_s , definida à profundidade de 0,05 cm, depende da energia do feixe e da dimensão do campo [2]. Quanto maior a energia do feixe, menor é a dose de superfície. A título de exemplo, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a D_s equivale a 15% da dose máxima para um feixe de raios-X de 6 MV, e 10% para um feixe de raios-X de 18 MV [2]. Para uma dada energia do feixe, a D_s aumenta com a dimensão do campo. A D_s é menor que a dose máxima devido ao fenómeno que acontece na pele apenas nos feixes de fotões de megavoltagem (*skin sparing*) e que constitui uma vantagem dos mesmos.

A região de dose entre a superfície ($d=0$) e a zona da dose de entrada ($d=d_{máx}$) designa-se, em feixes de megavoltagem, por região *build-up*. O aumento da dose nesta região resulta da falta de equilíbrio electrónico em zonas superficiais devido à libertação de partículas carregadas secundárias no meio (electrões e positrões), por interacções dos

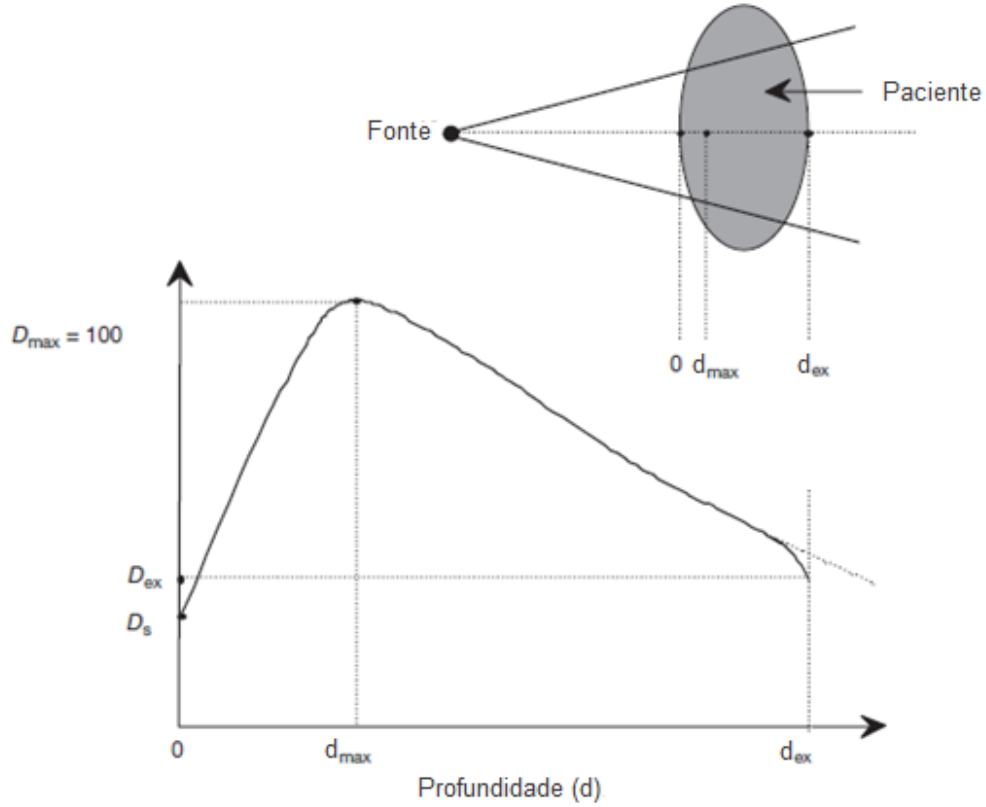


Figura 1.1: Deposição de dose no paciente para um feixe de fótons de megavoltagem (imagem adaptada) [2].

fótons (efeito fotoelétrico, efeito de *Compton* ou produção de pares), que depositam a sua energia cinética no mesmo.

A profundidade de dose máxima ($d=d_{\text{máx}}$) depende da energia do feixe e da dimensão do campo, no entanto, é a energia do feixe que produz um maior efeito sendo, por isso, muitas vezes desprezado o efeito da dimensão do campo. Para uma dada energia do feixe, o maior valor de $d_{\text{máx}}$ ocorre para campos de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, aproximadamente. Para campos com dimensões superiores a $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $d_{\text{máx}}$ diminui devido aos efeitos de dispersão do filtro *flattening* e do colimador, no caso de aceleradores lineares [2]. Na tabela 1.1 estão os valores de profundidade $d_{\text{máx}}$ de acordo com a energia do feixe para um campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ e de $30 \times 30 \text{ cm}^2$.

1.2 Dose absorvida

Não existe definição de uma unidade fundamental de radiação que cause respostas conhecidas em diferentes tecidos biológicos, uma vez que são muitas as propriedades de interação das várias partículas e tipos de radiação. Contudo, é possível relacionar os danos da radiação com a quantidade de energia ionizante depositada nos tecidos. Uma avaliação macroscópica pode ser quantificada pela unidade SI de dose absorvida, o Gray. A dose absorvida é o quociente de dE por dm , ou seja, é a energia média transmitida pela radiação ionizante à matéria de massa dm , sendo que 1 Gray é igual a 1 Joule por kg ($1\text{Gy} = 1\text{Jkg}^{-1}$) [3].

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1.1)$$

A fluência energética é uma quantidade utilizada para descrever um feixe monoenergético de radiação ionizante, sendo, usual-

Energia do feixe	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
$5 \times 5 \text{ cm}^2$	1	1,5 - 1,7	2,5	3,5	4,5 - 5,5
$30 \times 30 \text{ cm}^2$	0,8	1,5	1,5 - 2	2,0	2,5

Tabela 1.1: Valores de $d_{\text{máx}}$ (cm) de acordo com a energia do feixe e a dimensão do campo [2].

mente, usada na descrição de feixes de fótons. Representa a energia que passa por unidade de área e tem as unidades J/m^2 . [2]

O *kerma* (acrónimo de *kinetic energy released per unit mass*) é a energia cinética inicial de todas as partículas libertadas pela radiação indirectamente ionizante (neutrões e fótons) por unidade de massa. A unidade SI do *kerma* é J/kg ou Gy .

1.3 Dosímetros de radiação

Um dosímetro é um equipamento que mede ou avalia, de forma directa ou indirecta, as quantidades dosimétricas *kerma* ou dose absorvida de radiação ionizante, ou as respectivas taxas.

A escolha do dosímetro tem de ser criteriosa, tendo em conta o objectivo prático e os requisitos necessários para tal. Em radioterapia, as câmaras de ionização são recomendadas para a calibração do feixe e os outros dosímetros, que serão apresentados nesta secção, são adequados à avaliação da distribuição de dose ou verificação de dose. É pretendido que o dosímetro seja caracterizado pelas seguintes propriedades: precisão e exactidão, linearidade, dependência à dose ou taxa de dose e dependência direcciona [2].

Em dosimetria, o termo precisão especifica a reprodutibilidade das medições feitas nas mesmas condições, sendo que uma precisão elevada traduz um desvio-padrão reduzido da distribuição dos resultados das medições. A exactidão das medições é a proximidade do valor expectável ao valor teórico.

Idealmente, a leitura do dosímetro deve ser linearmente proporcional à quantidade dosimétrica medida, sendo que um comportamento não linear deve ser corrigido. O intervalo de linearidade e o comportamento não

linear dependem do tipo de dosímetro e das suas características físicas.

Para os sistemas dosimétricos, a quantidade dosimétrica medida deve ser independente da taxa dessa mesma quantidade. Idealmente, a resposta de um sistema a duas taxas de dose diferentes deve ser constante. Na realidade, a taxa de dose pode influenciar as leituras do dosímetro, pelo que são necessárias correcções apropriadas [2].

A resposta do sistema dosimétrico é, geralmente, função da energia do feixe. Uma vez que os sistemas são calibrados a uma ou mais energias e utilizados numa ampla gama de energias, a variação da resposta do sistema dosimétrico com a energia do feixe requer uma correcção na determinação da quantidade dosimétrica.

Frequentemente, os dosímetros apresentam dependência direcciona ou angular, isto é, a sua resposta varia com o ângulo de incidência do feixe. Isto deve-se a detalhes de construção do dosímetro bem como à sua dimensão física e à energia do feixe de radiação. É, por isso, necessária a calibração do dosímetro para diferentes angulações do feixe, especialmente se o mesmo for semiconductor [2].

1.3.1 Câmara de ionização

A câmara de ionização é utilizada, em radioterapia, na determinação da dose de radiação que, em condições de referência, é designada por calibração do feixe. Consiste numa cavidade, com um eléctrodo colector central, rodeada externamente por uma parede condutora (figura 1.2). O eléctrodo e a parede condutora estão separados por um isolador de elevada qualidade com o intuito de reduzir a fuga da câmara quando é aplicada uma tensão na mesma. As medições realizadas

com uma câmara de ionização requerem uma correcção dos factores temperatura e pressão devido a alterações na massa de ar no volume da câmara [2].

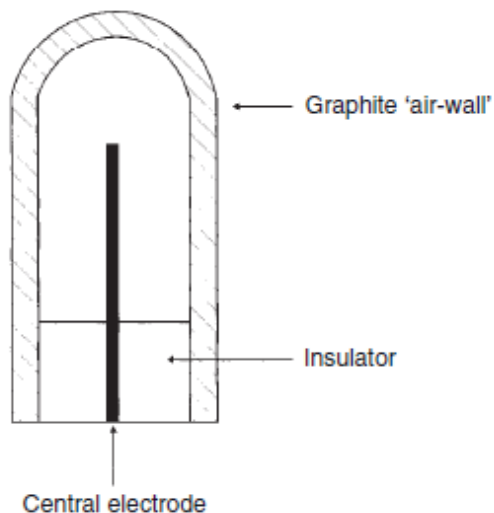


Figura 1.2: Câmara de ionização cilíndrica utilizada no projecto [3].

1.3.2 Dosímetros de termoluminescência

Os TLDs são dosímetros bem instituídos na rotina clínica e têm sido aplicados em dosimetria *in vivo* devido às suas características. Apresentam pequenas dimensões (tipicamente poucos milímetros), existem numa variedade de formas, podem ser colocados em cavidades do corpo se estiverem devidamente selados, e a resposta à dose é, aproximadamente, independente da orientação do feixe de radiação, da taxa de dose, da temperatura e da energia [4][5]. Têm, ainda, a vantagem de não serem necessários cabos ou ligações a um electrómetro e serem de fácil transporte. No entanto, o seu mecanismo de leitura não é instantâneo, ou seja, não fornecem um resultado imediato da medição, sendo necessários alguns minutos ou horas para poder ser feita a leitura dos dados [6]. O problema destes detectores é a precisão da leitura que ronda os 10%, podendo chegar aos 5% se forem feitos em pó, o que implica um investimento considerável em máquinas, dado que têm de ser fabricados no próprio instituto.

Após a absorção da radiação ionizante, o material constituinte dos TLD retém parte da energia em estados metastáveis que, no processo de retorno ao estado estável, é reemitida na forma de radiação electromagnética. Esta luz emitida é detectada pelo tubo fotomultiplicador do sistema de leitura do TLD, podendo, assim, ser relacionada com a dose absorvida pelo material termoluminescente, uma vez que a quantidade de luz é proporcional à dose absorvida. [1][7]

Em dosimetria *in vivo*, os TLDs podem ser utilizados na medição das doses de entrada, de saída e de superfície e da dose de cavidades durante a braquiterapia. As medições de cada dosímetro TLD são efectuadas num só ponto, facto que se revela particularmente desvantajoso quando temos feixes de intensidade modulada. O detector é colocado na pele do paciente próximo do ponto de medição da dose para o qual este foi calibrado.

1.3.3 EPID

O EPID (dispositivo electrónico de imagem portal - *Electronic Portal Imaging Device*) foi inicialmente criado para adquirir imagens digitais durante a sessão de tratamento, com o intuito de verificar o posicionamento do paciente [8][5]. Apesar do EPID não ter sido concebido com intenção dosimétrica, as suas características, como aquisição rápida de imagens, elevada resolução, linearidade da resposta do detector, reprodutibilidade e dependência da dimensão de campo, têm conduzido ao desenvolvimento de vários algoritmos que permitem a utilização das imagens de EPID na verificação de dose em campos de IMRT, tanto antes como durante o tratamento [9][10]. Com este propósito, a resposta calibrada do EPID é convertida para dose possibilitando, assim, a comparação com o cálculo do TPS. É, por isso, necessário como pré-requisito, o conhecimento preciso da resposta do EPID para diferentes condições de tratamento, de modo a implementar um modelo de calibração que converta as imagens de escala cinzenta do EPID numa imagem de dose portal [11]. A imagem do EPID é criada como resultado da geração de electrões num prato

de cobre devido à incidência de um feixe de fótons de megavoltagem. Os electrões criados interagem com um material cintilante produzindo luz visível que interage, posteriormente, com um painel plano de foto-díodos, gerando carga que é registada sobre uma grelha bidimensional [12]. As medições com EPID não são pontuais, permitindo a criação de imagens a duas dimensões. Uma outra vantagem é o facto do EPID se encontrar localizado no braço retráctil do acelerador linear, não sendo necessária a aquisição de equipamentos extra. Uma vez que o EPID roda com a gantry, o seu posicionamento pode ser automático sem ser necessário configuração e ajuste manuais, resultando numa melhor precisão no posicionamento do isocentro. Como está oposto à gantry, as medições podem ser efectuadas ao mesmo tempo que a irradiação do paciente. Para alguns tipos de EPID (*flat-panel*), a sua resposta não é completamente linear com a dose, uma vez que continua a existir sinal depois de a irradiação terminar [6]. Com o EPID não temos uma resposta instantânea acerca da dose depositada no paciente pois os dados recolhidos pelo dispositivo têm de ser analisados e tratados por um *software* específico. Uma outra desvantagem do EPID é o facto de a sua componente electrónica não poder ser irradiada, tendo de ser substituída a cada 4 anos, aproximadamente.

1.3.4 Díodos

Os díodos utilizados em radioterapia pertencem à categoria dos detectores semicondutores e são, tipicamente, constituídos por cristais de silício. Possuem várias propriedades que constituem vantagens da sua aplicação na dosimetria clínica. Permitem a leitura imediata dos dados, apresentam elevada sensibilidade e uma dimensão relativamente reduzida, funcionam sem ser necessário aplicar uma tensão e têm a possibilidade de associar vários detectores em simultâneo. No entanto, estão sujeitos à influência de vários factores que necessitam de ser corrigidos, pois apresentam dependência do sinal à dose e taxa de dose, à direcção e energia do feixe de radiação e à temperatura. Uma vez que a sensibili-

dade dos díodos é alterada com a acumulação de grandes quantidades de dose, é necessária a calibração regular dos mesmos durante o período de uso clínico.

O material semiconductor mais comumente utilizado é o silício. Este elemento tem 4 electrões na sua camada de valência. No caso de silício puro os electrões de valência estão ligados covalentemente a electrões de valência de átomos de silício adjacentes, formando uma grelha de cristal. Se o cristal absorve energia, as ligações covalentes podem ser quebradas, resultando num electrão livre, que se pode mover pelo cristal, e numa lacuna positiva no lugar do electrão. Se a lacuna positiva é ocupada por um electrão de um átomo da vizinhança, a lacuna move-se.

A semicondutividade intrínseca do cristal de silício pode ser aumentada pela inclusão de impurezas, sendo criados semicondutores com excesso de electrões ou excesso de lacunas positivas – semicondutores do tipo *n* e do tipo *p*, respectivamente – (figura 1.3) [1]. Num semiconductor do tipo *n* foi adicionado um elemento pentavalente (e.g.: fósforo ou arsénico). Estes elementos têm 5 electrões na sua camada de valência, quatro dos quais estão disponíveis para criar ligações covalentes com átomos de silício, ficando o quinto electrão livre para se mover no cristal. Um semiconductor do tipo *p* consiste num cristal de silício ao qual foi adicionado um elemento trivalente (e.g.: boro ou alumínio). Estes elementos têm 3 electrões na sua camada de valência disponíveis para criar ligações covalentes com átomos de silício. Contudo, uma ligação não é completada pelo que é criada uma lacuna positiva. Deste modo, o silício do tipo *n* tem maioritariamente electrões como portadores de cargas e o silício do tipo *p* tem na sua maioria lacunas.

Quando o dispositivo é irradiado são criados electrões e lacunas positivas. Os electrões são atraídos em direcção à impureza carregada positivamente do tipo *n* e as lacunas direccionam-se para a impureza carregada negativamente do silício do tipo *p*. Isto gera uma corrente de ionização que é proporcional à taxa de dose incidente e que pode ser medida por um electrómetro [3].

Os dosímetros semicondutores são constituídos por uma porção maior de um dos tipos (n ou p) e uma porção menor de outro tipo, sendo o dosímetro classificado de acordo com o tipo da porção maior.

Em dosimetria *in vivo*, os díodos são colocados na pele do paciente próximo do ponto de medição da dose para o qual estes foram calibrados.

1.4 Electrómetro

O electrómetro é um dispositivo de medição de correntes reduzidas da ordem de 10^{-9} A ou inferiores. Este, em conjunto com um dosímetro, mede a corrente do mesmo ou as cargas colectadas durante um período de tempo. Permite a introdução dos valores de temperatura e pressão da medição. No caso

do dosímetro ser uma câmara de ionização, ao contrário dos díodos, tem de ser estipulada a tensão a ser aplicada à mesma para efectuar as medições e, uma vez escolhido o valor de tensão, em geral, este tem de ser mantido para o restante conjunto de medições de forma a que os resultados sejam coerentes.

1.5 Fantomas

Os fantomas são equipamentos que possuem propriedades de absorção, atenuação e dispersão semelhantes ao tecido biológico, uma vez que apresentam densidade equivalente à da água, permitindo obter informações dosimétricas sobre um feixe de radiação produzido pelo acelerador linear. Têm uma forma linear, geralmente, cúbica ou cilíndrica, o que torna as medições menos complexas.

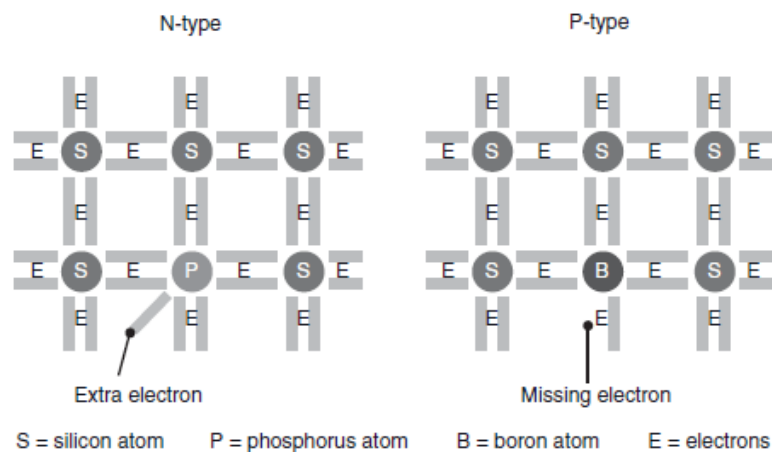


Figura 1.3: Princípio de funcionamento dos díodos tipo n e tipo p [3].

Capítulo 2

Dosimetria *in vivo*

2.1 Introdução

O procedimento envolvido no tratamento de radioterapia é complexo e os resultados finais dependem da precisão de cada etapa do processo. O constante avanço e o aumento da complexidade dos tratamentos de radioterapia requerem estratégias eficientes e precisas de controlo e verificação da dose depositada no paciente. É essencial a realização de protocolos de controlo da qualidade e segurança (*quality assurance*) com o intuito de garantir o correcto funcionamento de todas as componentes envolvidas na irradiação do paciente. Geralmente, estes procedimentos compreendem a irradiação do plano clínico num fantoma, a análise da distribuição de dose obtida e a comparação com o respectivo cálculo.

A dosimetria *in vivo* monitoriza a dose de radiação que está a ser depositada no paciente na sua sessão de tratamento sendo, por isso, o método mais directo de verificação de dose. Tem vindo a ser utilizada como procedimento complementar do controlo da qualidade em radioterapia convencional, constituindo uma última verificação de todo o processo dosimétrico que assegura a deposição da dose prescrita no volume alvo e a dose mínima possível nos tecidos sãos adjacentes. Os resultados da medição da dose no paciente fornecem informação necessária para avaliar a precisão e exactidão do planeamento e da deposição de dose [7]. A dosimetria *in vivo* pode ser utilizada como ferramenta de detecção de erros sistemáticos e aleatórios e de revelação da deposição de quantidades de dose superiores ou inferiores às prescritas numa fase

precoce do processo de tratamento. Assim, é possível interromper o tratamento na hora caso a leitura do dosímetro não corresponda ao valor calculado, possibilitando a aplicação de correcções nas sessões de tratamento seguintes.

As verificações de dose realizadas a partir de medições num fantoma consistem na comparação da dose medida no mesmo com o correspondente cálculo do TPS, ambos considerando as características físicas do fantoma. Contrariamente, as medições *in vivo* permitem a comparação dos valores de dose medidos pelo detector no paciente, durante o tratamento, com os valores de dose do plano clínico do mesmo.

O intervalo de discrepância entre o valor expectável e o medido, que exige actuação clínica, designa-se por nível de acção e é, aproximadamente, o dobro do nível tolerância [14]. As medições que resultam em valores dentro do intervalo de tolerância oferecem uma precisão aceitável. Todos os desvios acima de um determinado nível de acção devem originar uma investigação com o intuito de assegurar que o tratamento é realizado de acordo com o plano de tratamento. A dimensão dos níveis de acção e tolerância, bem como a acção associada aos mesmos, são decisões que requerem uma análise cuidadosa dos objectivos clínicos e da precisão que é possível obter de forma razoável com os recursos existentes no serviço de radioterapia.

Detector	Vantagens	Desvantagens
TLD	Pequenas dimensões; baixo custo; boa linearidade na região de dose clínica.	Leitura não instantânea; perda de sensibilidade com o tempo; necessidade de calibração antes de cada utilização.
EPID	Medição em duas dimensões; elevado potencial de desenvolvimento.	Baixa resolução; resultados não instantâneos; tempo de vida curto.
Díodo	Pequenas dimensões; baixo custo; leitura de dose em tempo-real; elevada sensibilidade.	Dependência do sinal à dose, taxa de dose, energia do feixe e temperatura.

Tabela 2.1: Principais vantagens e desvantagens dos dosímetros de radiação [1][5].

2.2 Dosímetros utilizados *in vivo*

Na secção 1.3 *Dosímetros de Radiação* foram descritos alguns detectores que são utilizados em dosimetria *in vivo*. Apesar de poderem ser aplicados para o mesmo fim, estes detectores são diferentes entre si, apresentando características que se tornam vantagens e desvantagens da sua utilização. Na tabela 2.1 está uma comparação técnica entre estes dosímetros de radiação relativamente à sua aplicação na medição de doses em pacientes.

2.3 Geometrias e configurações

Em dosimetria *in vivo*, as medições podem ser feitas com várias configurações e, consequentemente, as doses medidas serem referentes a pontos do paciente de diferentes profundidades, consoante o objectivo do estudo (figura 2.1).

Com o intuito de verificar a dose num dado ponto do paciente, a uma determinada profundidade, pode ser medida, indirectamente, a dose de entrada. Esta medição é efectuada posicionando o dosímetro entre a fonte de raios-X e o paciente, na superfície do mesmo. Apesar do dosímetro estar colocado sobre a pele do paciente, este é, geralmente, calibrado para medir a dose à profundidade de dose máxima do feixe ($d_{\text{máx}}$).

Quando a dose de entrada é medida num campo de IMRT, é difícil evitar o posicionamento do dosímetro em zonas de elevado gradiente de dose, levando a incertezas e comprometendo a identificação de erros pelo sistema de dosimetria *in vivo*. Este facto torna o processo de verificação de dose em IMRT, a partir da medição da dose de entrada, ambicioso e difícil [4].

A medição da dose de superfície ou da dose na pele requer um dosímetro que consiga medir a dose a profundidades muito reduzidas. É recomendado que a profundidade de medição seja bem conhecida e de fácil reprodutibilidade, no caso da medição de dose em regiões de elevado gradiente próximas da superfície [12].

Com o objectivo de medir a dose de saída, o dosímetro é colocado na pele do paciente no ponto de saída do feixe, ficando o paciente entre a fonte de radiação e o detector de dose. A medição da dose de saída, juntamente com a dose de entrada, permite a determinação da dose no ponto médio do paciente. Tal como na medição da dose de entrada, o dosímetro é calibrado para medir a dose à distância $d_{\text{máx}}$ do ponto de saída do feixe, ou seja, no ponto simétrico ao da dose de entrada relativamente à linha média [1]. Uma vez que a medição da dose de saída lida com taxas de dose mais baixas devido à atenuação do feixe pelo paciente, a geometria utilizada na calibração do dosímetro deve reflectir a geometria clínica [4]. Muitas das medições *in vivo* da dose de saída

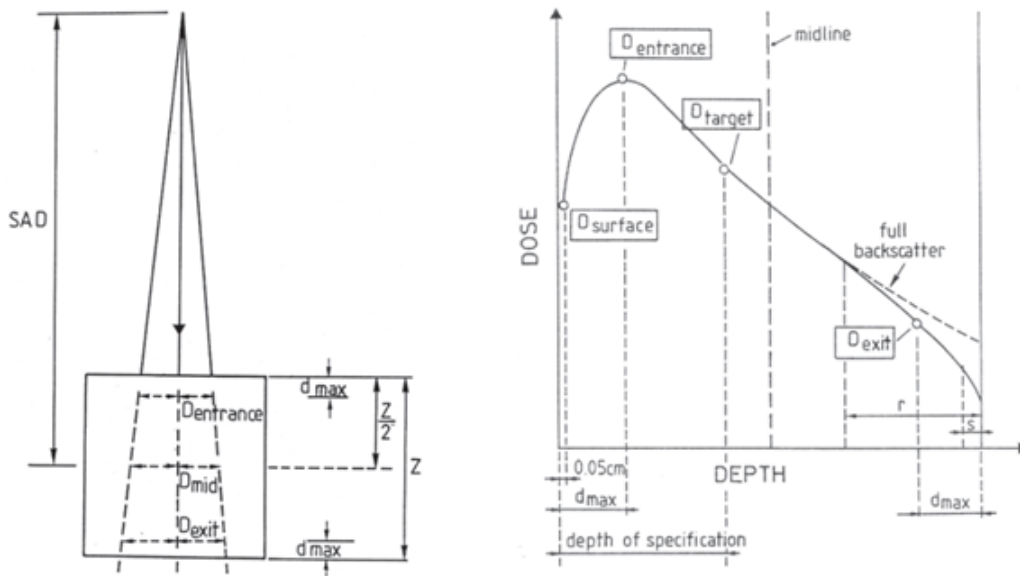


Figura 2.1: Representação esquemática da definição das várias doses em dosimetria *in vivo*; SAD representa a distância entre o eixo e a fonte de radiação (imagem adaptada) [1].

são efectuadas em simultâneo da medição da dose de entrada, sendo importante evitar que o detector de entrada faça sombra sobre o detector de saída aquando do posicionamento dos mesmos.

A medição da dose de entrada permite a detecção de erros no feixe de calibração, na instabilidade da resposta do acelerador e no uso incorrecto de acessórios, bem como incorrecções na configuração do paciente como, por exemplo, na distância de tratamento. A medição da dose de saída para além de de-

tectar a maior parte dos erros encontrados com a medição da dose de entrada, fornece informação sobre heterogeneidades da anatomia do paciente [7]. Contudo, a medição da dose de saída é uma medição pontual muito mais influenciada pelo paciente que a medição da dose de entrada. Como não existe informação anatómica do paciente durante o tratamento, e mesmo que fossem adquiridas imagens CBCT, a dose de saída não é fácil de interpretar. Neste projecto não são incluídas medições da dose de saída.

Capítulo 3

Radioterapia da mama

3.1 Abordagem terapêutica

O cancro da mama é o mais comum entre as mulheres e representa a primeira causa de morte relacionada com cancro na Europa. Anualmente, são detectados cerca de 1,2 milhões de novos casos em todo o mundo e 4500 em Portugal, sendo que 1500 mulheres morrem com esta doença por ano, segundo a Liga Portuguesa Contra o Cancro. Estima-se que uma em cada nove mulheres irá desenvolver cancro da mama no futuro [16].

Devido ao uso generalizado da mamografia e ao desenvolvimento de técnicas de diagnóstico, o cancro da mama é, cada vez mais, detectado num estado inicial da doença e a radioterapia desempenha um papel significativo no seu tratamento. Habitualmente, o tratamento desta doença na sua fase inicial consiste na cirurgia conservativa da mama, na qual é removido o tumor (lumpectomia), seguida de radioterapia na mama. A irradiação tem como propósito a eliminação de células tumorais remanescentes e evitar reincidências. A principal vantagem da terapia conservativa da mama é a preservação da mama afectada com todos os consequentes benefícios em termos de qualidade de vida para a paciente. São vários os estudos que têm mostrado que, em pacientes com tumores de diâmetro ≤ 4 cm, a cirurgia conservativa da mama e a irradiação da mesma resultam em taxas de sobrevivência similares às da mastectomia, cirurgia de remoção completa da mama afectada [17].

Em muitos casos, para além da irradiação da mama, é efectuada uma irradiação com maior dose por fracção (*boost*) na região de

onde foi removido o tumor (leito tumoral) com o intuito de diminuir a taxa de reincidência local [18]. A decisão de efectuar um *boost* no leito tumoral deve resultar de um compromisso entre o risco de recorrência local, que depende de vários factores como a idade do paciente, grau e dimensão do tumor e invasão linfovascular, e o risco de efeitos colaterais, como lesões cardíacas ou pulmonares [19]. O *boost* pode ser integrado no plano de irradiação da mama e depositado em simultâneo (SIB – *Simultaneous Integrated Boost*), o que implica um aumento da dose por fracção e uma diminuição do número de fracções do tratamento (hipofraccionamento). Em alternativa, existe a possibilidade do *boost* ser sequencial, isto é, planeado separadamente da irradiação da mama e depositado num ciclo de fracções posterior ao ciclo da irradiação da mama. Tem sido mostrado que a modalidade SIB resulta numa melhor distribuição de dose [18].

A radioterapia após cirurgia conservativa da mama é um tipo de tratamento que requer cerca de 6–7 semanas de terapia diária, no seu modo convencional. Os esquemas mais amplamente utilizados são de 50 Gy distribuídos por 25 fracções (2 Gy por fracção) durante 5 semanas, seguido de um *boost* de 3–8 fracções (*boost* sequencial). Estas modalidades de longa duração têm implicações na qualidade de vida do paciente e nos serviços de radioterapia. Agendas de tratamentos de radioterapia da mama mais curtas seriam mais convenientes, tanto para as pacientes, principalmente as que se deslocam de áreas mais distantes, como para os departamentos de radioterapia, uma vez que levaria a um aumento da rotatividade.

Têm sido estudados e implementados esquemas de hipofracionamento de 3–5 semanas (15–16 fracções), os quais têm mostrado resultados semelhantes a um tratamento convencional de 5–7 semanas (25 fracções) [20]. O ensaio de Whelan *et al.* [21] reportou resultados equivalentes, entre um esquema convencional de 50 Gy em 25 fracções e um regime hipofraccionado de 42,5 Gy em 16 fracções, em termos de controlo local do tumor, sobrevivência do paciente e efeitos da irradiação. Este estudo foi actualizado [22], após um *follow-up* de 10 anos, e os resultados não se alteraram.

Em alguns institutos e serviços de radioterapia estão implementados regimes hipofraccionados no tratamento do cancro da mama, como é o caso da Fundação Champalimaud.

3.2 Radiossensibilidade das células e fraccionamento

O termo 'fracção de sobrevivência das células' quantifica a proporção de células de uma população irradiada que mantém a sua capacidade proliferativa relativamente a uma população de controlo não irradiada. A relação entre a fracção de sobrevivência das células e a dose absorvida pelas mesmas é descrita pela curva de sobrevivência celular (figura 3.1). São vários os modelos matemáticos desenvolvidos com o intuito de definir a forma destas curvas, mas é o modelo linear quadrático (LQ) o mais utilizado quando a dose por fracção é inferior a 6 Gy. Segundo este modelo empírico, a fracção de sobrevivência celular é dada pela seguinte expressão:

$$SF = e^{(-\alpha D - \beta D^2)} \quad (3.1)$$

onde D é a dose única de radiação e α e β são parâmetros característicos das células em questão. O efeito destes dois factores representa a radiossensibilidade geral de qualquer célula que é irradiada [23].

A componente α (Gy^{-1}), linearmente dependente da dose, define o declive inicial da curva de sobrevivência celular e representa um tipo de lesão que não é reparável e que está re-

lacionado com a radiossensibilidade intrínseca das células. A constante β (Gy^{-2}) é a componente quadrática, proporcional ao quadrado da dose, e descreve a curvatura da curva de sobrevivência celular, representando um tipo de lesão que pode ser reparado. Valores elevados de α resultam num declive acentuado e valores elevados de β indicam uma maior curvatura, sendo que a curvatura revela a capacidade reparadora do tecido [24].

A razão α/β dá-nos a importância relativa dos termos de dose linear e quadrático, sendo a dose a que o número de células mortas devido à componente α iguala o número de células mortas devido à componente β . Quando α/β é elevado, o termo linear predomina sobre o termo quadrático e, assim, a curva de sobrevivência celular é relativamente recta. Por outro lado, quando α/β é reduzido, o termo de dose quadrático revela uma maior importância, originando um gráfico com uma curvatura pronunciada e, portanto, com uma maior capacidade reparadora relativamente a um tecido com uma razão α/β elevada [19].

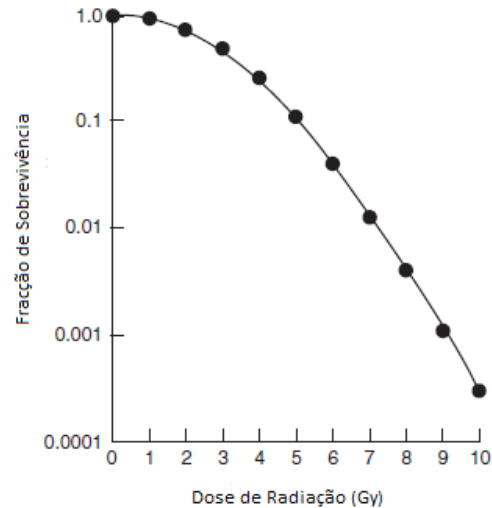


Figura 3.1: Fracção de sobrevivência celular em função da dose de radiação absorvida [23].

A longa duração do ciclo celular em células que têm uma taxa de proliferação lenta permite a reparação de danos intracelulares entre sucessivas fracções de tratamento. Nestes casos, a razão α/β do tecido é baixa. Por outro lado, células com uma taxa de renovação celu-

Órgão	Alvo (Gy)	Volume (%)
Mama excepto leito tumoral	Mínimo 45	100
	Máximo 47	0
Leito tumoral	Mínimo 60	100
	Máximo 62	0
Pulmão ipsilateral	Mínimo 10	35
	Máximo 20	30
Coração	Mínimo 30	20
	Máximo 36	0

Tabela 3.1: Exemplo de constrições de dose dos órgãos envolvidos no planeamento do tratamento da mama. O fraccionamento foi de 45 Gy/25 fracções na mama e 60 Gy/25 fracções no leito tumoral em regime SIB [27].

lar rápida têm menos tempo para reparar danos e, assim, apresentam uma razão α/β elevada [24]. Assim, a razão α/β sugere a capacidade reparadora das células, determinando a sensibilidade das mesmas a alterações no fraccionamento do tratamento. Células com uma taxa de proliferação rápida e com uma elevada razão α/β não são muito sensíveis a alterações no número de fracções e na taxa de dose, uma vez que não têm tempo suficiente para reparar danos causados pela radiação. Por contraste, células que tenham uma taxa de proliferação lenta e uma razão α/β baixa são sensíveis a fracções de dose maiores ou a um aumento da taxa de dose. Deste modo, de acordo com este modelo, quanto menor a razão α/β , maior é a sensibilidade ao aumento da dose por fracção nas células normais e malignas.

As células da mama têm uma razão α/β de cerca de 4 Gy, o que significa que são, de facto, mais sensíveis aos efeitos de alterações no número de fracções do que a maioria dos tumores que apresentam razões α/β superiores (e.g. 10 Gy) [25]. Consequentemente, menos fracções com uma dose maior (hipofraccionamento) podem ser mais eficazes relativamente a um maior número de fracções com uma dose reduzida, sem haver, necessariamente, um aumento da toxicidade nos tecidos. Contudo, com fracções maiores, a dose total deve ser diminuída de modo a evitar uma toxicidade excessiva no tecido a longo prazo [26]. Assim, o hipofraccionamento no tratamento da mama é efectivo na medida em que mais células tumo-

rais serão destruídas por uma dose elevada de radiação relativamente a um tratamento convencional de 2 Gy por fracção [20].

3.3 Órgãos de risco envolvidos no tratamento da mama

Com o objectivo de alcançar os melhores resultados em radioterapia, tem de existir um compromisso entre a dose depositada nas células tumorais e nos tecidos sãos adjacentes, assegurando que as primeiras recebem a dose de radiação letal e que os efeitos colaterais são toleráveis.

Os efeitos nos tecidos normais podem ser especificados relativamente à sua probabilidade de ocorrência, severidade e momento de ocorrência (*timing*). As lesões provocadas pela radiação podem expressar-se logo a seguir ao tratamento (efeitos a curto prazo), ou nos meses e anos seguintes (efeitos a longo prazo).

A Comissão Internacional de Unidades de Radiação (ICRU) designou, como órgão de risco, os tecidos normais adjacentes ao tumor que poderão ser incluídos nos volumes a tratar e que apresentam risco do seu normal funcionamento ser prejudicado pela radiação. No caso do tratamento da mama podem estar envolvidos: a pele da mama, a mama contralateral, o coração, a traqueia e os pulmões, sendo crucial a aplicação de constrições de dose a es-

tes órgãos (baseadas em tabelas de tolerância de dose), aquando do planeamento.

Na tabela 3.1 estão exemplificados objetivos de optimização, em termos de dose nos vários órgãos envolvidos, de planos de IMRT de mama com *boost* integrado (SIB) [27].

3.4 Toxicidade

A radioterapia da mama após lumpectomia é, geralmente, muito bem tolerada na maioria dos pacientes, não afectando significativamente as suas rotinas diárias. Os efeitos colaterais agudos incluem reacções na pele e fadiga e constituem o perfil de toxicidade a curto-prazo. Estes efeitos são, normalmente, comuns e limitadores, contudo, resolvem-se entre 4 a 6 semanas após o fim do tratamento.

Acima de 90% das mulheres que recebe radiação na mama desenvolve algumas alterações na pele (dermatites), durante o decurso do tratamento, que são caracterizadas por várias fases [28]. A dermatite pode ser classificada em vários graus de acordo com as características apresentadas (tabela 3.2). Nas horas seguintes à irradiação é possível observar eritema (vermelhidão) que desaparece nas 24–48 horas seguintes. A principal reacção eritematosa ocorre 3–6 semanas após o início da irradiação e reflecte a perda de células basais da epiderme. Tem sido mostrado que planos com fracções diárias de 2 Gy não provocam alterações na densidade das células basais até ser depositada uma dose total de 20–25 Gy [29]. Com doses de radiação mais elevadas, existe uma redução acentuada

no número de células mitóticas e um aumento de células degeneradas, que impedem o processo de repovoamento e provocam o enfraquecimento da integridade da pele. A radioterapia repetida prejudica a divisão celular na camada basal da epiderme, sendo que o grau a que uma reacção na pele se desenvolve depende da sobrevivência das células basais activamente proliferativas na epiderme. A descamação ocorre quando as células clonogénicas estaminais na camada basal são esterilizadas, incapacitando o processo de repovoamento e de substituição, atempadamente, do tecido danificado [30]. Isto acontece, tipicamente, com doses superiores a 45 Gy. Doses na pele superiores a 60 Gy estão associadas a descamação da pele que não sara facilmente. Quando a área da pele irradiada está completamente desprovida de células clonogénicas, a recuperação da descamação deverá ocorrer como resultado da divisão e migração de células viáveis de regiões circundantes da área irradiada [29]. Se a irradiação continuar numa fase onde a descamação da pele é evidente, esta pode conduzir a necrose subcutânea devido a lesões nos vasos sanguíneos da derme que levam a uma redução do fluxo sanguíneo.

A toxicidade a longo-prazo manifesta-se de duas formas: os efeitos mais comuns verificam-se na aparência da mama como edema persistente, hiperpigmentação, prurido e fibrose, e os menos comuns, mas que têm consequências significativas na saúde como resultado de uma lesão permanente noutros órgãos, são plexopatia braquial, pneumonia e malignidade secundária.

Graus de Dermatite					
1	2	3	4		
Eritema ténue; descamação seca.	Eritema moderado; descamação húmida nas dobras e vin- cos cutâneos.	Descamação noutras zonas; ragias induzidas por pequenos traumas ou abrasão.	húmida hemor- ragias pontâneas.	Necrose ou total; hemorragias es-	ulceração

Tabela 3.2: Principais efeitos que caracterizam os vários graus de dermatite [31].

3.5 3D-CRT vs. IMRT

3.5.1 Radioterapia Conformacional Tridimensional

A introdução de aceleradores lineares tornou a Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-CRT) a técnica padrão de radioterapia no tratamento do cancro [32]. Em 3D-CRT são gerados volumes tridimensionais da anatomia do paciente com base em tomografias computadorizadas (CT). No planeamento do tratamento da mama, utilizando esta informação, são criados feixes de radiação conformados de modo a depositarem a dose no volume-alvo com relativa preservação das estruturas críticas adjacentes (coração, pulmões e mama contralateral), minimizando a dose nestas e diminuindo a probabilidade de ocorrência de efeitos colaterais. A 3D-CRT é limitada no que diz respeito à forma geométrica do feixe sendo que, normalmente, um volume-alvo côncavo ou irregular não está geometricamente bem separado das estruturas sãs envolventes, especialmente no tratamento da mama esquerda [33]. Com esta técnica, a dose é distribuída a partir de 2 campos tangenciais com angulações determinadas. Em planos com *boost*, o número de campos pode aumentar.

3.5.2 Radioterapia de Intensidade Modulada

A Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) surgiu da necessidade de esculpir, em três dimensões, distribuições de dose precisas ajustadas à forma dos volumes-alvo, evitando os órgãos de risco. Permite a conformação geométrica do feixe de radiação com maior precisão e, em simultâneo, modula a intensidade do feixe, podendo a dose ser diferente em diferentes pontos do mesmo campo, ocorrendo regiões com elevado gradiente de dose. Possibilita obter distribuições de dose com formas côncavas e convexas, adequadas às características anatómicas e biológicas do tumor, considerando uma dose aceitavelmente reduzida nos órgãos de risco. Desta forma, é possível criar um plano de tratamento complexo e eficaz com distribuições de dose que

eram difíceis de conseguir com 3D-CRT (figura 3.2), o que exige um nível de complexidade e de recursos superior ao das outras técnicas de radioterapia conformacional (3D-CRT). A irradiação dos órgãos de risco pode ser evitada pela escolha criteriosa da direcção dos feixes, pelo formato preciso de cada feixe e pela redução da fluência dos feixes que não conseguem evitar os órgãos de risco [34][35]. Com IMRT é necessário delimitar mais estruturas dos volumes-alvo e dos órgãos de risco envolvidos, pelo que a fase de planeamento é mais prolongada. A deposição de dose altamente ajustada ao alvo e a preservação dos tecidos circundantes é obtida com recurso ao colimador multi-lâminas (MLC), cujas lâminas se movimentam durante a irradiação (figura 3.3).

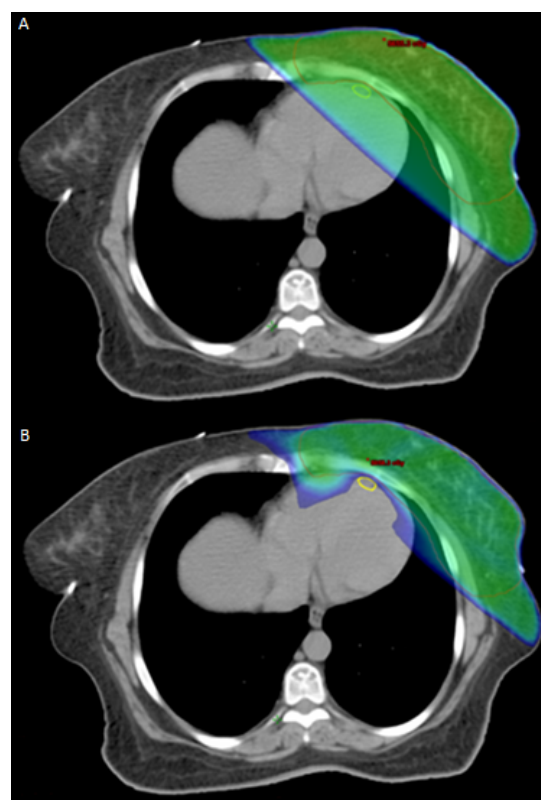


Figura 3.2: Distribuição de dose de um plano de tratamento da mama (corte axial) de 3D-CRT (A) e IMRT (B). Na figura B é possível visualizar uma distribuição de dose irregular, que exclui a artéria descendente anterior esquerda sinalizada a amarelo, o que não foi conseguido com 3D-CRT [32].

A IMRT pode ser de ângulo fixo ou rotacional (VMAT — *Volumetric Modulated Arc*

Therapy). Na primeira, a irradiação do volume-alvo é executada a partir de várias direcções, cada uma definida pela angulação da gantry do acelerador linear. De cada angulação, é projectado um feixe modulado em direcção ao isocentro (ponto no paciente ou fantoma onde convergem todos os feixes de radiação) que, usualmente, é subdividido em pequenos segmentos e modulado de forma a alcançar a fluência pretendida. Uma vez que são utilizados mais feixes de radiação relativamente a 3D-CRT (cerca de 5–7 feixes no total), é essencial um maior poder de computação e maior disponibilidade para a criação do plano, sendo que normalmente são executadas múltiplas iterações antes de se alcançar o plano ideal. A concretização destes planos complexos é possível com a conjugação dos seguintes factores na deposição de dose: variação da taxa de dose, execução de vários campos pelo que a gantry assume diferentes posições, e constante movimento das lâminas do MLC. No VMAT, a deposição de dose é efectuada a partir de uma ou várias rotações completas da gantry, ocorrendo rotação do feixe relativamente ao paciente em simultâneo com a irradiação. Esta modalidade não é muito utilizada mundialmente no tratamento do cancro da mama, sendo que na Fundação Champalimaud é aplicada ao tratamento da mama com nódulos linfáticos envolvidos.

Uma vez que o processo de deposição de dose é complexo, requer-se *software* especializado para executá-lo na tentativa de diminuir a duração total do tratamento e o risco de ocorrência de erros. À medida que a complexidade dos tratamentos aumenta, maior é a necessidade de um correcto e preciso posicionamento do paciente [37], para além de ser exigido um rigoroso controlo da qualidade e segurança.

3.5.3 Toxicidade

Na radioterapia da mama, a IMRT tem o potencial de aumentar a precisão da conformação do feixe ao volume-alvo, reduzindo os efeitos colaterais. Tem sido reportada uma diminuição da dose no coração e pulmão, bem como benefícios clínicos relativamente à to-

xicidade da pele. O estudo de Freedman *et al.* [38], que avaliou o grau de toxicidade da pele da mama a cada semana de tratamento com IMRT, verificou uma redução da incidência de dermatite de grau 2 ou superior, em mulheres com várias dimensões de mama, relativamente a estudos anteriores. Apurou, também, que as pacientes apresentavam esta condição de dermatite durante menos tempo. Em concreto, as pacientes tratadas com IMRT apresentavam dermatite de grau 2, uma ou duas semanas mais tarde do que as tratadas convencionalmente, sendo que durante o decurso do tratamento apresentavam dermatite de grau 0 ou 1, enquanto as pacientes tratadas com planos tangenciais convencionais apresentavam grau 2. Hardee *et al.* [39] executaram uma comparação, ao nível da toxicidade, entre as técnicas 3D-CRT e IMRT. Verificaram uma ligeira redução na toxicidade a curto prazo nas pacientes tratadas com IMRT, para além de que a proporção de pacientes com prurido na mama foi inferior. Após um mês de *follow-up*, as pacientes tratadas com IMRT apresentavam uma menor ocorrência de hiperpigmentação na mama tratada em comparação com as pacientes tratadas com 3D-CRT [39]. Relativamente à descamação da pele da mama, a investigação de Freedman *et al.* verificou a incidência de descamação de grau 2 em 48% dos pacientes tratados com IMRT e em 79% dos pacientes tratados com 3D-CRT [38].

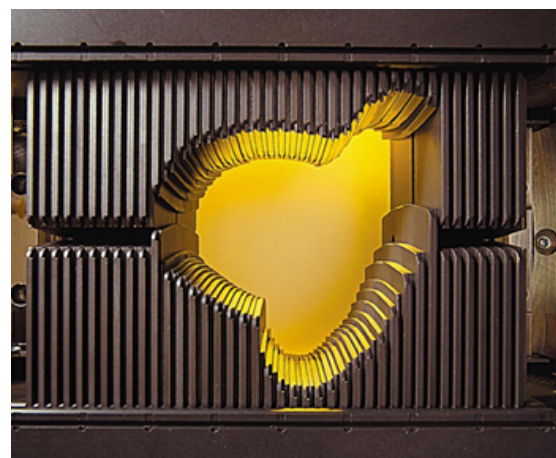


Figura 3.3: Colimador multi-lâminas [36].

Capítulo 4

Radioterapia no tratamento do cancro da mama na Fundação Champalimaud

Na Fundação Champalimaud, o tratamento do cancro da mama é feito com IMRT e são utilizados regimes hipofraccionados num total de 15 fracções de 2,7 Gy na mama que resultam em 3 semanas de tratamento. Nos casos em que é feito um *boost*, este é integrado e ocorre em simultâneo com a deposição de dose nos restantes tecidos da mama (SIB), resultando, geralmente, numa deposição de 3,2 Gy na região de *boost* por fracção de tratamento.

4.1 Planeamento do tratamento

A primeira fase do planeamento do tratamento é a delimitação dos vários volumes a irradiar e dos órgãos de risco a proteger, e a definição das doses a administrar pelo médico radioterapeuta/radioncologista, a partir de imagens anatómicas adquiridas previamente com recurso a uma TAC.

O planeamento, propriamente dito, é executado no *software Monaco*, pelo dosimetrista utilizando a TAC do paciente. O *Monaco* é um sistema de planeamento (TPS) da empresa *Elekta* que utiliza um algoritmo baseado no método de Monte Carlo no cálculo da dose. Este algoritmo é o mais preciso do momento em cálculo de dose e é utilizado como

referência na comparação de outros algoritmos existentes, apresentando características únicas que permitem a criação de planos otimizados. Este *software* determina a melhor configuração dos feixes que produz a distribuição de dose pretendida. A partir de *cost functions* biológicas, é possível modelar as respostas à dose consoante o tipo de tecido e a sua sensibilidade à radiação. Integra constrangimentos de dose que estão definidos pela literatura ou são definidos pelo médico e que têm de ser respeitados. Estes definem os limites de dose nos órgãos de risco e o mínimo de dose permitido no volume-alvo, e caso não sejam cumpridos rigorosamente podem comprometer o planeamento e, consequentemente, a realização do tratamento.

O processo de optimização do *Monaco* é constituído por duas fases. A primeira é a optimização da fluência de acordo com a prescrição definida e a segunda é a optimização das formas do MLC, tendo em conta os parâmetros e limitações do acelerador linear, e o cálculo da dose que será depositada. A deposição de dose é feita a partir de vários campos de radiação oblíquos, cujas direcções são definidas pelo utilizador do TPS. Estes campos designam-se por oblíquos anteriores direito e esquerdo e oblíquos posteriores direito e esquerdo (OAD, OAE, OPD e OPE, respectivamente) de acordo com a sua direcção (figura 4.1).

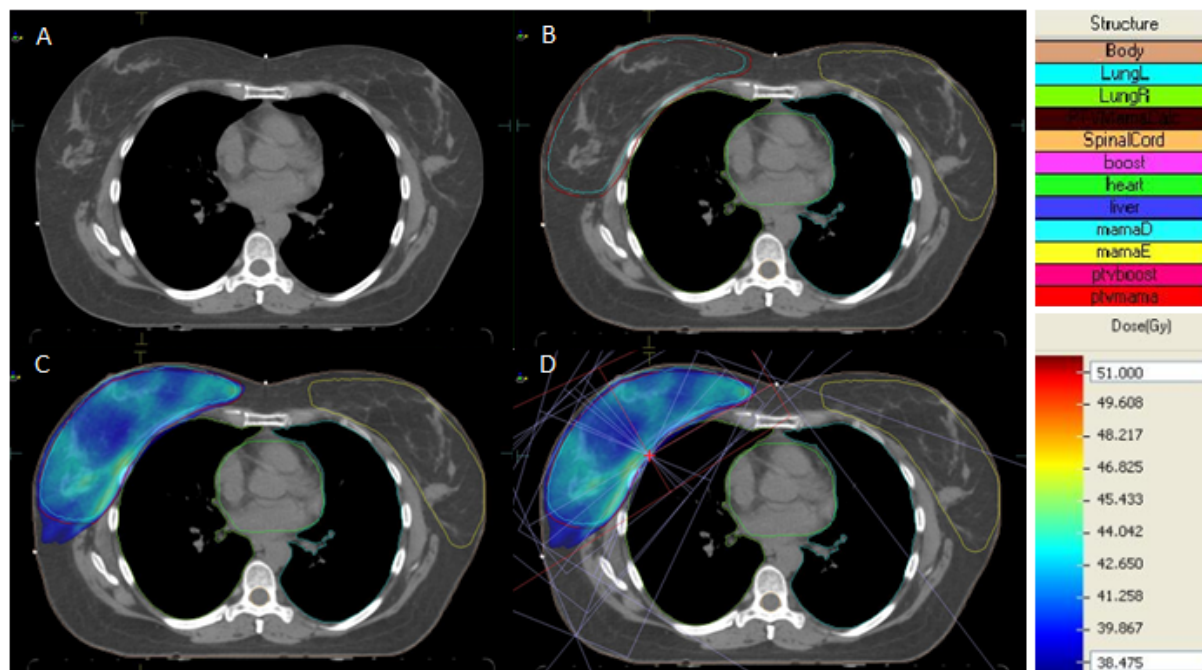


Figura 4.1: TAC (A), delimitação dos órgãos envolvidos (B), distribuição de dose (C) e representação dos feixes de radiação (D) de um plano clínico de uma paciente de mama direita (plano do isocentro).

4.2 Controlo da qualidade

O controlo da qualidade (QA – *quality assurance*) de um plano de tratamento consiste em testar as fases do processo de deposição de dose no acelerador linear, antes do tratamento do paciente e sem o paciente no feixe. Em primeiro lugar, é necessário assegurar que o sistema de distribuição de dose é capaz de executar os feixes modulados com precisão aceitável, tendo em conta o desempenho do acelerador linear e do seu MLC. De seguida, é essencial garantir que as sequências do MLC em conjunto com os cálculos das unidades monitor (unidades de dose que compreendem a prescrição de dose para cada paciente) resultam numa correcta distribuição de dose. Este controlo da qualidade é indispensável antes do paciente dar início à sua fase de tratamento pois garante o correcto funcionamento dos equipamentos e, assim, uma execução precisa do plano. Por fim, podem ser realizadas medições *in vivo*, ou seja, no paciente, que constituem um procedimento complementar com o objectivo de assegurar que a irradiação prescrita é efectuada com precisão admissível.

Na Fundação Champalimaud o processo de controlo da qualidade passa por irradiar o plano do paciente num fantoma de densidade homogénea e com uma geometria simples e, de seguida, comparar a distribuição de dose produzida com a distribuição de dose calculada pelo TPS, considerando as características desse mesmo fantoma.

4.3 Dosimetria *in vivo* com díodos em IMRT hipofraccionado

Como já foi referido na secção 1.3 *Dosímetros de Radiação*, são várias as vantagens da utilização dos díodos em dosimetria *in vivo*, sendo clara a escolha dos mesmos para esse fim. Com os díodos, a leitura da dose é imediata, ou seja, durante as medições tem-se acesso ao resultado das mesmas em tempo-real. É um dispositivo de fácil manuseamento, a calibração é acessível, não necessita de *softwares* complexos e apresenta uma precisão superior relativamente a outros detectores como os TLDs.

Na origem das incertezas associadas às

medições *in vivo* com díodos estão vários factores como: movimentações fisiológicas, como é o exemplo da respiração, ou movimentações do paciente durante o tratamento; dificuldade em posicionar e fixar o díodo na pele do paciente; possíveis flutuações na resposta do acelerador linear; e a utilização de campos completamente irregulares, em concreto nos tratamentos tangenciais da mama, que pode fazer com que o díodo se encontre, momentaneamente, coberto pelo MLC durante a irradiação [40].

A escolha dos níveis de acção e de tolerância é muito importante na medida em que, na prática, definem a “quantidade” de erros que pode ser detectada. Se é adoptado um intervalo de tolerância alargado, algumas causas de erros na deposição de dose podem não ser reveladas, como erros na definição de parâmetros da medição. Por outro lado, se o intervalo de tolerância for reduzido, um elevado número de medições terá que ser repetido, como resultado de erros devido, por exemplo, a desvios na posição do díodo. O valor e significado dos níveis de tolerância e acção são definidos pelo departamento de radioterapia em questão, podendo variar consoante o tipo de tratamento.

Um desvio no nível de tolerância não significa, necessariamente, uma falha no processo de tratamento, e pode dever-se, por exemplo, a erros no procedimento de controlo da qualidade (medição *in vivo*) ou ao mau funcionamento do sistema de medição, levando a erros sistemáticos ou aleatórios. Os erros sistemáticos devem-se, sobretudo, a desvios nos factores de calibração, a erros no cálculo dos factores de correcção ou no cálculo de dose ou procedimento de determinação da dose teórica, e estarão sempre presentes ao longo do tratamento. A causa de erros aleatórios pode dever-se a erros na leitura da dose pe-

los díodos e ao mau posicionamento e fixação imperfeita dos mesmos. Desta forma, os erros do processo de medição *in vivo* dividem-se em três categorias: erros humanos na geração e transferência de dados; erros devido a falhas e/ou ao mau funcionamento dos equipamentos; e falhas no posicionamento do díodo causando discrepâncias entre a localização do ponto de medição do tratamento e do ponto de medição do plano clínico [40].

Se o resultado das medições se encontra fora do intervalo de tolerância/acção, devem ser feitas verificações de modo a revelar possíveis falhas no processo de medição *in vivo* ou no tratamento. Com o paciente ainda deitado na mesa de tratamento, podem ser imediatamente verificados: o posicionamento do díodo ou descolamento do mesmo e o posicionamento do paciente com a aquisição de novas imagens. Se não for encontrada explicação para a discrepância dos resultados, deve ser efectuada uma verificação posterior de todas as etapas envolvidas na transferência de dados do TPS para o software de medição *in vivo*.

Uma vez que o procedimento de medição *in vivo* utilizado foi planeado para este projecto concreto, sendo que o sistema de medição não tinha sido utilizado anteriormente na Fundação Champalimaud, todas as medições efectuadas tiveram como objectivo calibrar o sistema de medição e de validar, ou não, a implementação desta actividade em IMRT e na mama e, consequentemente, no serviço de radioterapia da Fundação Champalimaud. Foi um objectivo ambicioso, tendo em conta a patologia e a técnica a que foi aplicada a dosimetria *in vivo* (IMRT), especialmente na medição de doses superficiais, uma vez que em 3D-CRT já se encontra instituída. A forma da mama e as características dos planos hipofraccionados de IMRT, que apresentam elevados gradientes de dose, constituíram dificuldades.

Parte II

Componente Prática

Capítulo 5

Enquadramento prático

As vantagens da dosimetria *in vivo* com díodos já foram expostas nas secções 1.3 *Dosímetros de Radiação* e 4.3 *Dosimetria in vivo com díodos em IMRT hipofraccionado*. No entanto, é de realçar que a realização destas medições com díodos em IMRT apresenta algumas dificuldades práticas no que diz respeito à sua colocação e posicionamento nos pacientes, devido à existência de elevados gradientes de dose nas regiões de medição, dificultando a medição de doses superficiais. Isto quer dizer que, como a dose pode variar bastante num curto espaço, em concreto à superfície, um posicionamento impreciso dos díodos traduzirá maus resultados da medição *in vivo*. É por esta razão que este procedimento não se encontra instituído em IMRT e é muitas vezes rejeitado pelos serviços de radioterapia. Na patologia da mama, a anatomia e características da mesma em conjunto com os campos de radiação do tratamento tornam este procedimento mais difícil de realizar com bons resultados, revelando-se um objectivo ambicioso.

Nesta parte prática descrevemos uma proposta do processo que leva à medição *in vivo* da dose na superfície da mama com díodos, desde os testes de aceitação, validação do sistema de medição e de controlo da qualidade, e as medições nas pacientes.

A metodologia realizada nas diferentes etapas foi projectada e estruturada com base nos protocolos da ESTRO [1][40], mas adaptada à sua finalidade na Fundação Champalimaud. Em primeiro lugar, executaram-se vários procedimentos de calibração dos díodos e determinaram-se factores de correcção, tendo em conta o propósito e as condições de realização das medições. A segunda fase foi a medição da dose depositada num fantoma com o objectivo de verificar a operacionalidade do sistema de medição, testar várias abordagens de medição e, assim, determinar qual a melhor forma de efectuar as medições *in vivo*. A etapa final do projecto foi direccionada para as pacientes, nas quais foi medida a dose superficial na mama.

Capítulo 6

Materiais e métodos

6.1 Materiais

6.1.1 Acelerador Linear

O acelerador linear utilizado no projecto foi o *Synergy* da empresa *Elekta*, uma vez que é este o equipamento de radioterapia destinado ao tratamento do cancro da mama na Fundação Champalimaud (figura 6.1). Neste estudo, o *Synergy* produziu feixes de fótons de 6 MV.

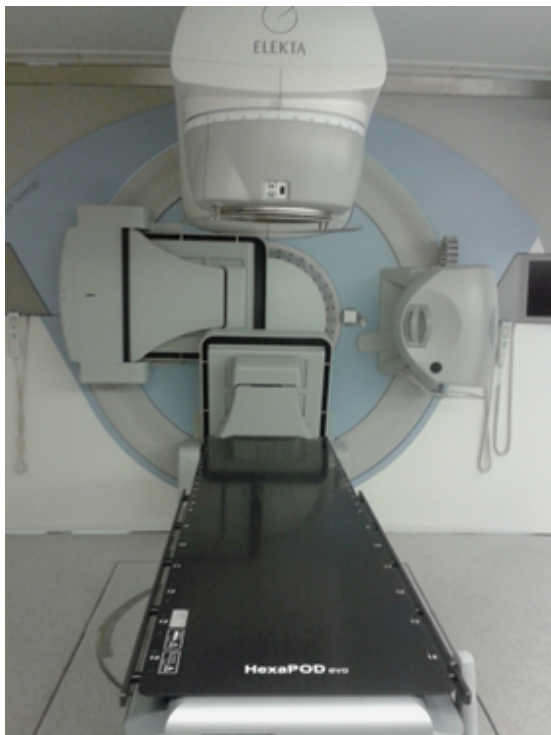


Figura 6.1: Acelerador linear Synergy (Elekta) utilizado no projecto.

O acelerador linear possui câmaras de ionização que monitorizam, constantemente e

independentemente da pressão e temperatura, os feixes de radiação durante o tratamento, para garantir a eficácia do mesmo. Estas câmaras de ionização medem unidades monitor (UM), sendo a sensibilidade das mesmas ajustada de modo a haver correlação com a unidade de Gray (Gy). Na Fundação Champalimaud estas câmaras de ionização são reguladas para que 1 UM corresponda à deposição de 1 cGy num fantoma equivalente a água, no eixo central do feixe à profundidade de dose máxima, quando irradiado num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e a uma SSD de 100 cm. No tratamento, uma vez depositado o número estipulado de UM, a irradiação é terminada [1][2].

6.1.2 Díodos + Electrómetro

Os díodos utilizados são do modelo EDP-15 e pertencem à empresa *Iba Dosimetry* (figura 6.2). São do tipo *p* e actuam em feixes de radiação de 6–12 MV pelo que medem a dose depositada a 1,5 cm de profundidade. Estes detectores são cobertos com uma cápsula de material *build-up* cujo objectivo é fornecer protecção mecânica e aproximar a região de *build-up* do feixe, o que minimiza as interacções secundárias e reduz a necessidade de aplicar factores de correcção, assegurando uma exactidão maior nas medições. A densidade da cápsula *build-up* determina as condições de propagação do feixe e deve ser igual à profundidade de dose máxima ($d_{\text{máx}}$). No caso do diodo utilizado, esta cápsula é de aço inoxidável e tem uma densidade de $1,5 \text{ g/cm}^3$. Estes díodos apresentam uma incerteza na resposta até 5% [1][40].

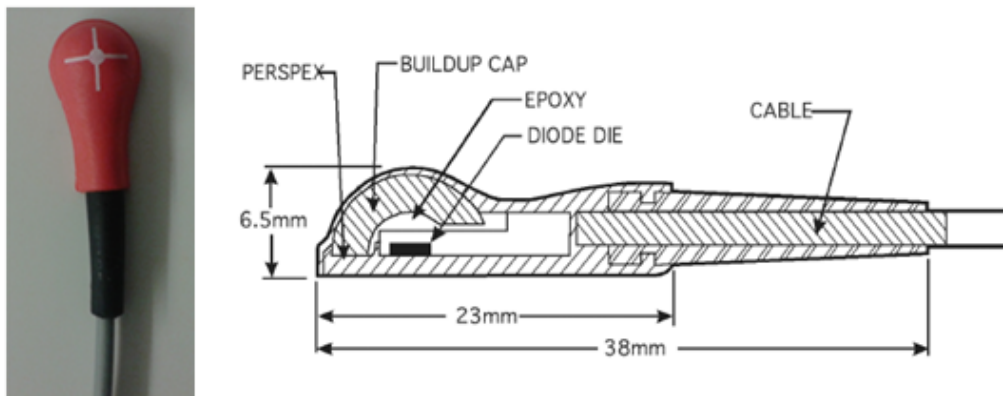


Figura 6.2: Díodo utilizado (esquerda) e esquema do mesmo (direita).

Os díodos estão conectados a um electrómetro que permite a ligação de 12 díodos em simultâneo. Foi utilizado o modelo DPD-12 DBC000-1179 da *Iba Dosimetry*.

Foi utilizada uma câmara de ionização do tipo *Compact Chamber*, cujo modelo é CC13/TNC SN-96330 da empresa *Iba Dosimetry* (figura 6.3 – cima). Esta CI apresenta uma dependência angular de 2%. Em conjunto com a CI foi utilizado um electrómetro do modelo DOSE1 com número de série 15345 (figura 6.3 – baixo).

6.1.3 Câmara de Ionização + Electrómetro

6.1.4 Fantomas

Fantoma de placas

Nas fases que antecederam o processo de medição *in vivo* foi utilizado um fantoma de placas (figura 6.4) constituído por várias placas de diferentes espessuras: 1 cm, 0,5 cm, 0,2 cm e 0,1 cm e a placa de inserção da câmara de ionização de 2 cm.



Figura 6.3: Câmara de ionização (em cima) e electrómetro (em baixo).



Figura 6.4: Fantoma de placas.

Fantoma *ArcCHECK*

O *ArcCHECK* é um fantoma cilíndrico isotrópico 4D constituído por uma matriz de 1386 detectores (diodos) dispostos numa geometria de hélice (figura 6.5). É da empresa *Sun Nuclear Corporation*. Este fantoma foi utilizado na fase de interpretação dos resultados clínicos.

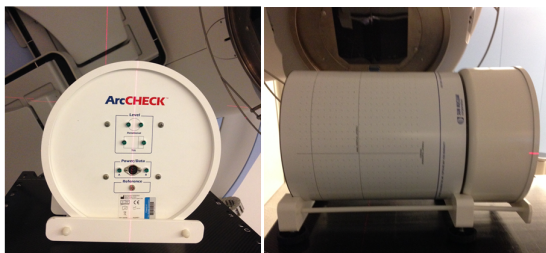


Figura 6.5: Fantoma *ArcCHECK*.

6.1.5 Termómetro e Barómetro

O termómetro e o barómetro utilizados são da empresa *Delta OHM*. O modelo do termómetro é HD 2307.O RTD e o número de série 14000615. O modelo do barómetro é HD 2114B.O e o número de série 2252/14 (figura 6.6).



Figura 6.6: Termómetro (esquerda) e barómetro (direita) utilizados.

6.2 Softwares

6.2.1 Monaco

Como já foi referido na secção 4.1 *Planeamento do Tratamento*, o *Monaco* (*Elekta*) é o sistema de planeamento de tratamento utilizado na Fundação Champalimaud na patologia da mama. Este *software* faz o cálculo tridimensional das distribuições de dose dos planos de cada paciente, quer seja sobre a TAC de um paciente ou fantoma. No estudo em questão, para além de calcular o plano de tratamento, permitiu o acesso a informação sobre o mesmo e o cálculo da distribuição de dose sobre o fantoma de placas, utilizado nas fases de validação e calibração dos diodos, determinação dos factores de correcção e validação do sistema de medição, e sobre o fantoma *ArcCHECK*. Foi utilizada a versão 3.20.02.

6.2.2 Focal

O *Focal* é uma plataforma de acesso ao planeamento do tratamento da empresa *Elekta*. Possibilita a fusão de imagens, o contorno dos órgãos envolvidos, a simulação virtual e a visualização de planos. Neste projecto, o *Focal* foi utilizado para aceder ao plano das pacientes do estudo, em concreto, para retirar o valor da dose de radiação depositada em cada campo de tratamento a 1,5 cm de profundidade no centro do feixe de radiação.

6.2.3 MosaiQ

O *MosaiQ* é um sistema de gestão de informação oncológica, constituindo uma base de dados de informação acerca do paciente e um sistema de agendamento de tratamentos do serviço oncológico. No caso concreto do departamento de radioterapia da Fundação Champalimaud, este *software* conectado à rede do serviço, permite a transferência de informação sobre o paciente do sistema de planeamento *Monaco* para o acelerador linear *Synergy*. Neste projecto, o *MosaiQ* foi útil na importação do plano de tratamento das pacientes para o *software* de dosimetria *in vivo* *OmniPro-InViDos*, no agendamento dos tratamentos nos quais seria realizada dosimetria

in vivo bem como na consulta de dados sobre as pacientes do estudo. Este software é da empresa *Elekta*.

6.2.4 OmniPro-InViDos

O software *OmniPro-InViDos* é um sistema de gestão de dosimetria *in vivo*. Uma vez conectado ao dígodo que será utilizado e ao respectivo electrómetro, este *software* regista todas as medições efectuadas, quer *in vivo* ou procedimentos de calibração. Possibilita a criação de fichas de pacientes com informação sobre o tratamento (campos de irradiação, SSD, ângulo de incidência do feixe e energia), permitindo o registo e armazenamento das medições de dose realizadas nas várias fracções do tratamento. Este software é da empresa *Iba Dosimetry*.

6.3 Procedimento

Antes de se dar início às medições nas pacientes, é imprescindível realizar uma fase de validação e calibração dos detectores de dose (díodos) com o objectivo de estudar a resposta dos mesmos, a estabilidade do sinal e a sua reprodutibilidade, e de determinar factores de correcção para diferentes condições de medição.

6.3.1 Validação dos díodos antes da sua utilização clínica

Nesta etapa são feitos testes de aceitação dos díodos com o objectivo de avaliar o desempenho dos mesmos e com isso decidir acerca da sua inclusão neste projecto. Uma vez que apenas será utilizado um díodo nas medições *in vivo* por motivos de simplificação, desta fase resultará a escolha do díodo de referência que será utilizado em todas as medições daqui em diante.

Teste da estabilidade dos díodos

O primeiro passo do processo de validação dos díodos é a verificação da estabilidade dos mesmos. Esta é influenciada pela corrente de fuga pelo que deve ser verificada após um

período adequado de aquecimento. Um teste da estabilidade e fiabilidade dos díodos é a irradiação dos mesmos, posicionados no topo de um fantoma, cerca de 15 vezes nas mesmas condições, de acordo com a figura 6.7. Foi efectuado o seguinte procedimento:

1. Na mesa de tratamento foi colocado o fantoma de placas constituído por nove placas de 1 cm, a placa de inserção da câmara de ionização de 2 cm e uma placa de 0,5 cm.
2. Os dois díodos (10147 e 10148) foram posicionados no topo do fantoma no centro do campo e a câmara de ionização foi colocada na respectiva placa, a 1,5 cm de profundidade, e conectada ao electrómetro. Os díodos não foram colocados na direcção da câmara de ionização para não fazerem sombra sobre esta, evitando a sua irradiação.
3. Mediram-se a temperatura e a pressão da sala de tratamento.
4. No electrómetro corrigiram-se a temperatura e a pressão e aplicou-se uma tensão de 300 V à câmara de ionização.
5. Procedeu-se à irradiação, com a deposição de 100 UM, cerca de 15 vezes com as mesmas condições: campo de 10x10 cm², SSD de 100 cm e feixe de 6 MV.

O coeficiente de variação de Pearson, em Estatística, é uma medida de dispersão relativa para estimar a precisão de medições e representa o desvio-padrão expresso como percentagem da média, sendo a razão entre o desvio-padrão e a média. Nos resultados destas medições, este coeficiente não deve exceder 1% [13].

Com a mesma montagem mediu-se a corrente de fuga dos díodos 10147 e 10148 durante 1,2 minutos.

Estudo da linearidade da resposta/dose dos díodos

A resposta dos díodos é linearmente proporcional à dose absorvida pelos mesmos para

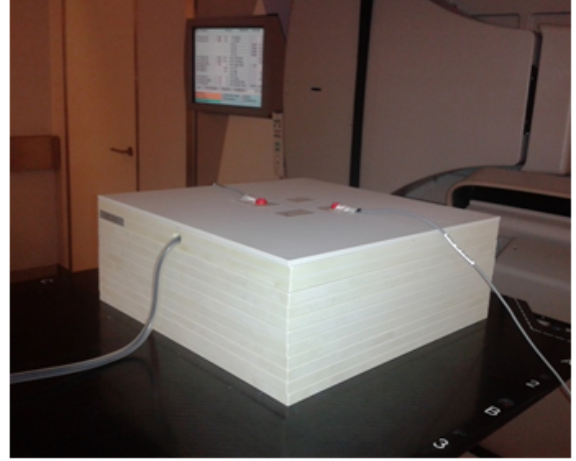
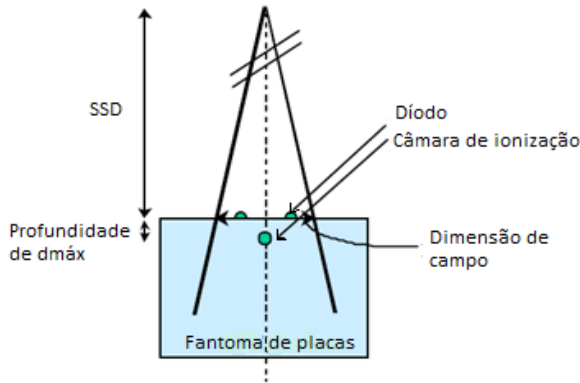


Figura 6.7: Montagem utilizada na calibração dos díodos para a medição da dose de entrada [13]

doses utilizadas na rotina clínica. Com a montagem anterior e as mesmas condições foram distribuídas 10 a 700 UM em intervalos de 10 até 100 UM e em intervalos de 100 UM até 700 UM. O procedimento foi efectuado duas vezes e foi registada a leitura dos díodos e da câmara de ionização. De acordo com o relatório 87 de *American Association of Physicists in Medicine* [13] a razão

$$\frac{\frac{\text{média}(\text{máx}(UM))}{\text{média}(\text{mín}(UM))}}{\frac{\text{mín}(UM)}{\text{máx}(UM)}} \quad (6.1)$$

deve estar no intervalo $[0,98;1,02]$ para um resultado satisfatório [13].

Este teste teve como objectivo verificar se a leitura do díodo reflectia a quantidade de dose depositada, na medida em que aumentava de forma linear com o aumento das UM distribuídas.

6.3.2 Calibração do díodo de referência para a medição da dose de entrada

Neste projecto, o díodo é calibrado para medir a dose de entrada, uma vez que estamos interessados em medir doses superficiais, ou seja, o díodo é posicionado na pele do paciente, e a dose medida corresponde à dose no tecido à profundidade de dose máxima do feixe de fótons ($d_{\text{máx}}$). É recomendado calibrar o díodo para cada energia de feixe que irá ser

utilizada. Neste caso, apenas serão utilizados feixes de fótons de 6 MV, pelo que o respectivo $d_{\text{máx}}$ é 1,5 cm. Isto significa que o díodo, apesar de colocado à superfície, vai medir a dose que está a ser depositada a uma profundidade de 1,5 cm na mama da paciente. A calibração deve ser repetida regularmente no tempo, semanalmente ou mensalmente (por exemplo a cada 50 Gy de dose acumulada), uma vez que o sinal do díodo varia com a acumulação de dose.

Nesta secção foram executadas várias medições que permitiram ao *software* de aquisição dos dados (*OmniPro-InViDos*) determinar os factores de calibração e correcção a serem aplicados nas medições subsequentes.

A primeira etapa desta fase foi a medição da corrente de fuga (*leakage*), com o intuito de verificar se o díodo se encontrava operacional, e da sensibilidade do díodo, que foi utilizada na conversão da leitura do díodo para dose. É aconselhável medir a corrente de fuga durante, pelo menos, cinco vezes o período de tempo utilizado na rotina clínica e o valor desta corrente deve ser insignificante relativamente à corrente obtida na medição real. Foram feitas duas medições da corrente de fuga durante 1 minuto, e cinco medições da sensibilidade do díodo. Também foram realizadas medições com a CI que permitiram a conversão dos dados lidos pelo díodo de ADU para Gy. Estas não foram realizadas em simultâneo com as do díodo de modo a que o díodo não fizesse sombra sobre a CI, prejudicando a lei-

tura da mesma e invalidando os resultados. As medições foram executadas num fantoma de 9 placas de 1 cm, a placa de inserção da câmara de ionização de 2 cm e uma placa de 0,5 cm. Para a medição da corrente de fuga, posicionou-se o díodo no topo do fantoma e colocou-se no respectivo modo de medição no *software OmniPro-InViDos*. Na medição da sensibilidade do díodo realizou-se a seguinte metodologia:

1. Foram registadas a temperatura e a pressão da sala de tratamento e corrigidas no electrómetro conectado à CI e foi aplicada uma tensão de 300 V à mesma.
2. A CI foi colocada na respectiva placa a 1,5 cm de profundidade e procedeu-se à deposição de 100 UM, num campo de 10x10 cm², a uma SSD de 100 cm.
3. Retirou-se a CI e colocou-se o díodo 10148 no centro do campo.
4. Procedeu-se à deposição de 100 UM, nas condições anteriores, 5 vezes, registando os valores de dose lidos pelo díodo.

A dose de entrada calcula-se através da seguinte equação, onde $L_{díodo}$ corresponde à leitura do díodo, F_{cal} ao factor de calibração nas condições de referência e F_{corr} diz respeito aos factores de correcção para a condição da medição em questão.

$$D_{entrada} = L_{díodo} * F_{cal} * \prod F_{corr_i} \quad (6.2)$$

Na determinação do factor de calibração F_{cal} , em primeiro lugar, foi feita a leitura do díodo posicionado no centro do campo e, de seguida, com a câmara de ionização colocada a $d_{máx}$. Esta medição foi efectuada nas condições de referência: campo de 10x10 cm², SSD de 100 cm, ângulo de incidência de 0° e foram depositadas 100 UM.

F_{cal} é definido como o factor, válido em condições de referência, pelo qual o sinal lido pelo díodo ($L_{díodo}$), posicionado na pele do paciente na superfície de entrada, deve ser multiplicado para produzir a dose de entrada $D_{entrada}$. F_{cal} é a razão da dose medida pela

CI (D_{CI}) e da leitura do díodo, em condições de referência.

$$F_{cal} = \left(\frac{D_{CI}}{L_{díodo}} \right)_{cond.ref.} \quad (6.3)$$

Para a determinação de F_{cal} foi cumprido o seguinte procedimento:

1. Na mesa de tratamento foi colocado o fantoma de placas constituído por nove placas de 1 cm, a placa de inserção da CI de 2 cm e uma placa de 0,5 cm.
2. O díodo foi posicionado no topo do fantoma no centro do campo (foi utilizado apenas o díodo 10148 porque este foi considerado o detector de referência tendo em conta os resultados obtidos nas secções anteriores).
3. Mediram-se a temperatura e a pressão da sala de tratamento.
4. No electrómetro corrigiram-se a temperatura e a pressão e aplicou-se uma tensão de 300 V à CI.
5. Irradiaram-se de 100 UM.
6. Retirou-se o díodo e colocou-se a CI dentro do fantoma à profundidade de $d_{máx}$ (1,5 cm) e conectada ao electrómetro. Executou-se a irradiação de 100 UM.

6.3.3 Determinação dos factores de correcção

Após a determinação de F_{cal} , é calculado um conjunto de factores de correcção que serão aplicados aos resultados das medições subsequentes, cujas condições de aquisição são diferentes da condição de referência e que influenciam a resposta do díodo.

Cada um dos factores de correcção é determinado pela seguinte fórmula:

$$F_{corr} = \frac{\left(\frac{D_{CI}}{L_{díodo}} \right)_{cond.clinica}}{\left(\frac{D_{CI}}{L_{díodo}} \right)_{cond.ref.}} \quad (6.4)$$

Neste trabalho foram determinados factores de correcção para os seguintes parâmetros: SSD (80, 85, 90, 95 e 100 cm), dimensão

do campo (5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35 e 40x40 cm²) e ângulo de incidência do feixe (0° e 45°). Estes valores de SSD, dimensão de campo e ângulo de incidência foram escolhidos de acordo com a prática clínica da Fundação Champalimaud e com os protocolos da ESTRO [40] e permitem a extrapolação para outros valores de parâmetros que sejam utilizados em condições clínicas.

Para tal, foi executado o seguinte protocolo:

1. O fantoma de placas constituído por nove placas de 1 cm, a placa de inserção da CI de 2 cm e uma placa de 0,5 cm foi colocado na mesa de tratamento.
2. A CI foi colocada na respectiva placa e foi ligada ao electrómetro.
3. O diodo foi posicionado no topo do fantoma no centro do campo, ligeiramente desviado da câmara de ionização.
4. Mediram-se a temperatura e a pressão da sala de tratamento e no electrómetro corrigiram-se estes parâmetros e aplicou-se uma tensão de 300 V à CI.
5. Para cada SSD, dimensão do campo e ângulo de incidência do feixe, procedeu-se à irradiação de 100 UM com feixe de fótons de 6 MV e adquiriram-se leituras do diodo e da CI.

Relativamente aos valores de SSD, as medições foram feitas em passos de 5 cm, já que a diferença não era muito significativa quando se alterava apenas a SSD, não se justificando passos menores. Esta escolha foi feita com base numa primeira calibração realizada, na qual o passo era de 3 cm, que não originou uma diferença muito significativa nos resultados de uma SSD para a outra.

Houve medições que não foram executadas pois a conjugação de alguns parâmetros fazia com que o diodo ficasse posicionado fora do campo de radiação. Nestes casos, definiu-se um factor de correcção de 1 de modo a não modificar os resultados das medições com estes parâmetros quando este factor fosse aplicado. Isto aconteceu em direcções de feixe de

45° em todos os campos com SSD de 80 cm e em alguns campos com SSDs de 85 e 90 cm. Em teoria, estes factos não provocariam implicações nos resultados *in vivo* uma vez que o diodo seria sempre irradiado com um ângulo de incidência do feixe de 0° ou um valor aproximado. Foi por este motivo que só foram determinados factores de correcção para ângulos de incidência do feixe de 0° e 45°.

6.3.4 Validação do sistema de medição

Antes de começar a fase das medições nos pacientes, é útil irradiar alguns planos de tratamento num fantoma de modo a validar todo o sistema de medição com os diodos em IMRT. As medições com diodos são realizadas em condições idênticas às da prática clínica. O plano de tratamento de IMRT concebido para o paciente é irradiado no fantoma de placas, e o diodo colocado sobre este adquire a dose no ponto para o qual foi calibrado. Posteriormente, esta dose medida é comparada com a dose calculada no mesmo ponto pelo TPS.

Com este intuito, planeou-se uma etapa na qual foram efectuadas várias medições de planos clínicos recalculados num fantoma de placas. O objectivo concreto desta fase foi averiguar qual a melhor abordagem de medição de dose *in vivo* com os diodos, para além de ter constituído uma validação de todo o sistema de medição utilizado e do procedimento efectuado. Independentemente do local de posicionamento do diodo, este mediu a dose a $d_{\text{máx}}$ (1,5 cm de profundidade), pois foi calibrado para tal, tendo este valor sido comparado com o correspondente do cálculo do TPS.

No total foram projectados e executados 4 métodos diferentes de medição no fantoma. Foi escolhido o fantoma de placas por ser de fácil manuseamento e montagem e por ser homogéneo, o que simplifica o processo, uma vez que o feixe de radiação é bastante heterogéneo, para além de que foi o fantoma utilizado nas fases anteriores de teste e calibração dos diodos. Também foram executadas medições com a câmara de ionização, colocada à profundidade $d_{\text{máx}}$, para confirmação e comparação de alguns resultados. Na figura

6.9 está um esquema dos 4 métodos utilizados e na tabela 6.1 estão enunciadas as principais diferenças entre estes relativamente à angulação da gantry, posição dos díodos e SSD da medição.

Numa primeira fase foram medidos planos de pacientes no fantoma para uma posterior comparação com os valores de dose do plano clínico da TAC da paciente. Foi utilizado um fantoma de 9 placas de $1 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$, a placa de inserção de CI de $2 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ e uma placa de $0,5 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$. Este primeiro procedimento foi denominado por *método 0*, e o díodo foi posicionado no topo do fantoma no centro do campo e o plano do paciente foi irradiado com a gantry a 0° , o que significa que o díodo foi irradiado sempre na mesma direcção em todos os campos de tratamento (figura 6.9A). O díodo e a câmara de ionização mediram a dose a ser depositada em cada campo, no eixo central do feixe, a 1,5 cm de profundidade. O *método 0* não obteve resultados concordantes com os valores de dose calculados, sendo que no capítulo da discussão serão apontadas as razões. Contudo, permitiu conhecer e perceber melhor o funcionamento do sistema de medição, constituindo um ponto de partida para as seguintes abordagens.

Nos seguintes métodos (*métodos 1, 2 e 3*), as medições realizadas foram comparadas com os cálculos de um plano de QA, considerando a irradiação no fantoma e não no paciente como no *método 0*. E como tal, as medições foram efectuadas em condições iguais às do cálculo, de modo a haver coerência e consistência nos resultados. A montagem do fantoma e da câmara de ionização foi igual nestes 3 métodos e o fantoma de placas tinha uma dimensão de $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$. Em todas as medições, a SSD inicial foi de 90 cm, uma vez que nos planos de QA a SSD era de 100 cm e a distância do isocentro ao topo do fantoma era de 10 cm. Houve alteração da dimensão do fantoma de $11,5 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ (*método 0*) para $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ devido ao facto de já existir no *software Monaco* uma TAC deste mesmo fantoma (figura 6.8), permitindo assim a sua utilização na criação do plano de QA utilizado na comparação dos resultados.



Figura 6.8: TAC do fantoma de placas utilizado nos métodos 1, 2 e 3 (corte axial).

No *método 1* (figuras 6.9B e 6.10B), o díodo foi posicionado no topo do fantoma no centro do campo e foi irradiado o plano do paciente com a gantry definida a 0° . Desta forma, foram irradiados todos os campos de tratamento com a mesma direcção e com o díodo sempre no mesmo ponto. Com este método, o díodo e a câmara de ionização mediram a dose no eixo central do feixe a 1,5 cm de profundidade.

Nas medições com o *método 2* (figuras 6.9C e 6.10C), o díodo foi colocado sobre o fantoma no centro do campo e irradiou-se o plano do paciente com as respectivas angulações da gantry. Nesta abordagem, o díodo permaneceu no topo do fantoma durante a irradiação de todos os campos de radiação. Desta forma, o díodo e a câmara de ionização mediram a contribuição de cada campo de radiação para a dose naquele ponto, situado a uma profundidade de 1,5 cm na direcção do isocentro (feixe central).

Para o *método 3* (figuras 6.9D e 6.10D-E), o díodo foi posicionado no centro de cada campo e o plano clínico foi irradiado com as correspondentes angulações da gantry. Assim, o díodo mediu a dose depositada em cada campo no eixo central do feixe, a 1,5 cm de profundidade. Isto implicou que se entrasse na sala de tratamento entre cada campo de radiação para mudar a posição do díodo.

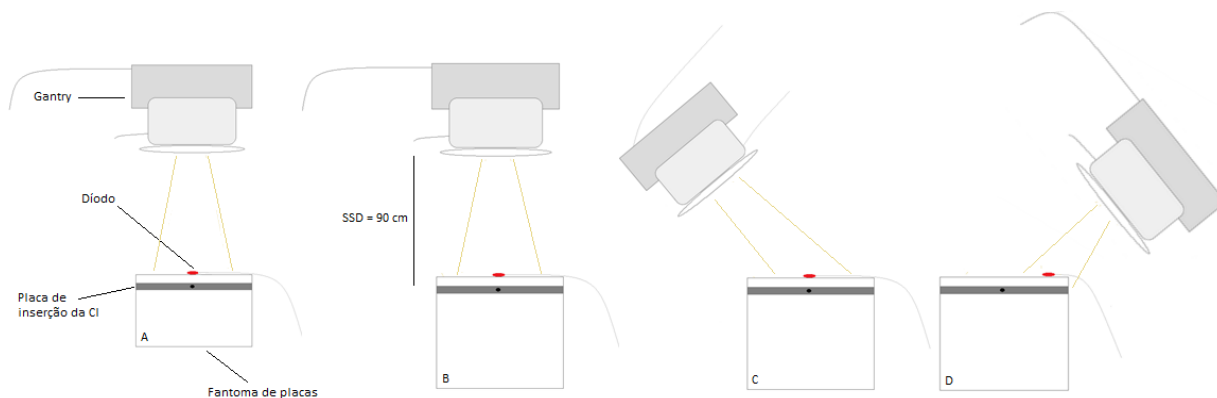


Figura 6.9: Esquema dos 4 métodos utilizados na validação do sistema de medição: método 0 (figura A), método 1 (figura B), método 2 (figura C) e método 3 (figuras D).

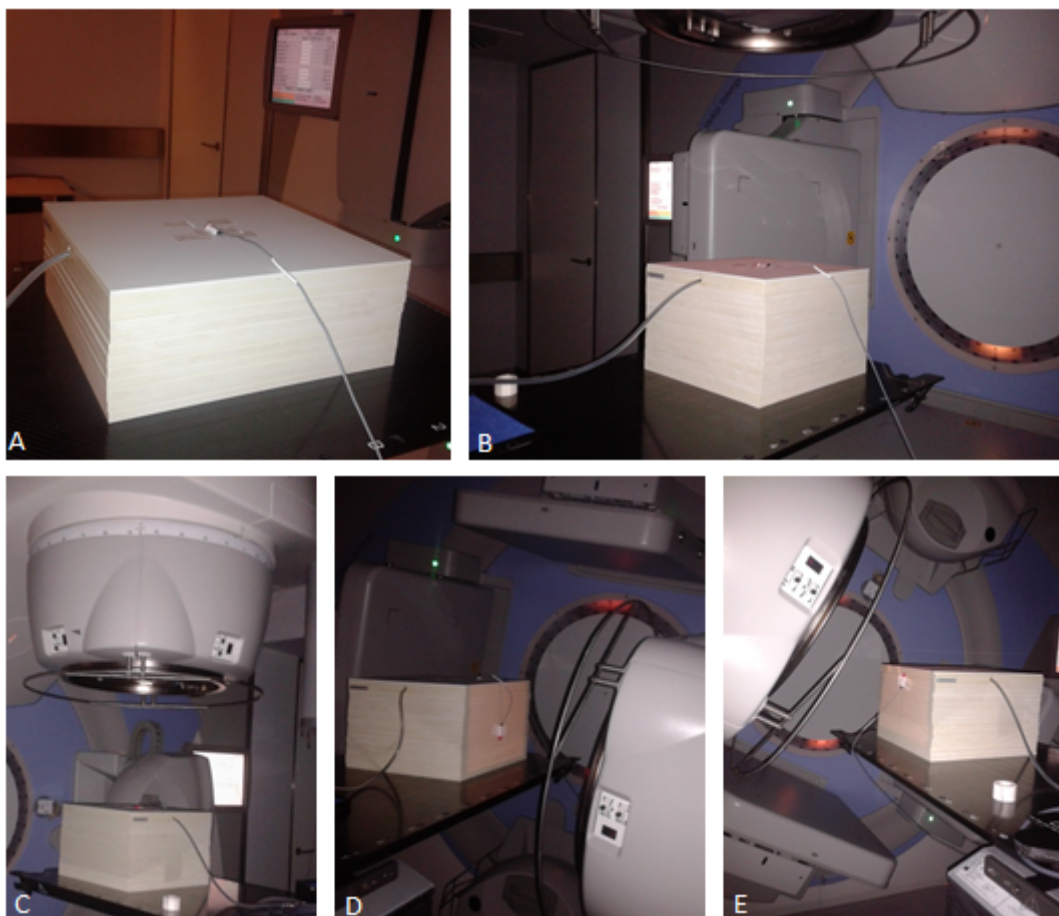


Figura 6.10: Os 4 métodos utilizados na validação do sistema de medição: método 0 (figura A), método 1 (figura B), método 2 (figura C) e método 3 (figuras D e E).

PROCEDIMENTO

Antes de se efectuarem quaisquer medições de dose dos planos das pacientes no fantoma, procedia-se à irradiação de 100 UM com um feixe de 6 MV, num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e a uma SSD de 100 cm. O fantoma de placas era colocado sobre a mesa de tratamento e a câmara de ionização na respectiva placa, a 1,5 cm de profundidade. Esta etapa tinha o intuito de verificar se todo o equipamento estava operacional e se a leitura da câmara de ionização coincidia com a dose medida pelo dódio e que deveria corresponder, aproximadamente, a 1 Gy.

Método 0:

1. Na mesa de tratamento foi colocado o fantoma de placas constituído por 9 placas de 1 cm de espessura, a placa de inserção da CI de 2 cm e uma placa de 0,5 cm de espessura.
2. O dódio foi posicionado no topo do fantoma no centro do campo e a CI foi inserida na respectiva placa, ficando a 1,5 cm de profundidade no fantoma.
3. Mediram-se a temperatura e a pressão da sala de tratamento e no electrómetro corrigiram-se estes parâmetros. Aplicou-se uma tensão de 300 V à CI.
4. Definiu-se a angulação da gantry a 0° para todos os campos de radiação.
5. Entre as irradiações de cada campo, posicionou-se o fantoma com a respectiva SSD e procedeu-se à irradiação do mesmo.
6. Registaram-se os valores medidos com o dódio e com a câmara de ionização.

Método 1:

1. O fantoma de placas, constituído por 17 placas de 1 cm, a placa de inserção da CI de 2 cm, uma placa de 0,5 cm, duas

de 0,2 cm e uma placa de 0,1 cm de espessura, foi colocado na mesa de tratamento, resultando num volume total de $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$.

2. Definiu-se uma SSD de 90 cm.
3. A CI foi colocada na respectiva placa, a 1,5 cm de profundidade.
4. O dódio foi colocado no topo do fantoma, no centro do campo.
5. Mediram-se a temperatura e a pressão da sala de tratamento e no electrómetro corrigiram-se estes parâmetros e aplicou-se uma tensão de 300 V à CI.
6. Definiu-se a gantry a 0° para cada campo de radiação.
7. Procedeu-se à irradiação de todos os campos.
8. Registaram-se os valores medidos com o dódio e com a CI.

Método 2:

1. Foi colocado, na mesa de tratamento, o fantoma de placas tal como no *método 1*: 17 placas de 1 cm, a placa de inserção da CI de 2 cm, uma placa de 0,5 cm, duas de 0,2 cm e uma placa de 0,1 cm de espessura.
2. Definiu-se uma SSD inicial de 90 cm.
3. A CI foi colocada na respectiva placa, a 1,5 cm de profundidade.
4. O dódio foi colocado no topo do fantoma, no centro do campo.
5. Mediram-se a temperatura e a pressão da sala de tratamento e no electrómetro corrigiram-se estes parâmetros e aplicou-se uma tensão de 300 V à CI.
6. Procedeu-se à irradiação de cada campo com a respectiva angulação, conforme o plano de tratamento.
7. Registaram-se os valores medidos com o dódio e com a CI para cada campo.

Método	Angulação da gantry	Posição do dódio	SSD
0	0°	Centro do campo	Do plano de tratamento (variável)
1	0°	Centro do campo	90 cm
2	Do plano de tratamento	Centro do fantoma	Do plano de tratamento (variável)
3	Do plano de tratamento	Centro do campo	Do plano de tratamento (variável)

Tabela 6.1: Características dos 4 métodos utilizados na validação do sistema de medição.

Método 3:

1. Montou-se, na mesa de tratamento, o mesmo fantoma utilizado nos métodos 1 e 2 constituído por 17 placas de 1 cm, a placa de inserção da CI de 2 cm, uma placa de 0,5 cm, duas de 0,2 cm e uma placa de 0,1 cm de espessura.
2. Definiu-se, inicialmente, uma SSD de 90 cm para posicionar correctamente o fantoma.
3. A CI foi colocada na respectiva placa, a 1,5 cm de profundidade, e foi ligada ao electrómetro.
4. Mediram-se a temperatura e a pressão da sala de tratamento e no electrómetro corrigiram-se estes parâmetros. Aplicou-se uma tensão de 300 V à CI.
5. Para o primeiro campo aplicou-se a respectiva angulação da gantry e o dódio foi posicionado no centro do campo.
6. Procedeu-se à irradiação do campo.
7. No final da irradiação do campo, aplicou-se a angulação da gantry do campo seguinte a irradiar, e posicionou-se o dódio no centro desse mesmo campo.
8. Procedeu-se à respectiva irradiação.
9. Este procedimento de posicionamento do dódio no centro do campo foi executado para a irradiação de cada campo. Foram irradiados todos os campos anteriores e alguns posteriores, uma vez que, em campos mais posteriores, a mesa de tratamento impossibilitava a colocação do dódio no fantoma.

10. Registaram-se os valores medidos com o dódio e com a CI, apesar dos valores lidos pela CI não corresponderem ao mesmo ponto de medição dos dódios.

6.3.5 Determinação dos valores de dose, calculados pelo TPS, correspondentes aos valores medidos no fantoma de placas

Para o *método 0*, os valores de dose medidos em cada campo foram comparados com os valores de dose, à mesma profundidade, do plano da TAC do paciente. Partiu-se do pressuposto que, uma vez que estamos a lidar com doses superficiais, não fosse significativa a diferença se a comparação dos valores medidos fosse feita com os valores do plano clínico da TAC, apesar da medição ter sido realizada num fantoma. Verificaram-se grandes discrepâncias que nos levaram a concluir que fosse mais correcta a comparação com o plano do paciente calculado sobre o fantoma de placas utilizado. E como tal, para os *métodos 1*, *2* e *3*, executaram-se novos cálculos do plano do paciente (planos de QA), no *software Monaco*, a partir do plano aprovado para o tratamento, considerando que a irradiação seria realizada num fantoma de placas e tendo em conta a geometria e composição do mesmo. Estes planos foram calculados com as características e condições da medição no fantoma, no que diz respeito às SSDs, angulações da gantry e dimensão do fantoma, permitindo uma comparação consistente dos valores medidos e calculados. Assim, para o *método 1*, foi estipulada uma angulação da gantry de 0°, e para os *métodos 2* e *3* foram consideradas as posições da gantry do plano da TAC do paciente. Deste modo, para cada paciente foram calculados mais dois planos de QA: um

no qual a irradiação é feita com a gantry a 0° (figura 6.11A), e outro cujos campos são irradiados com as correspondentes angulações da gantry do plano clínico (figura 6.11B).

Com os planos calculados, procedeu-se à análise da distribuição de dose no fantoma e retiraram-se os valores de dose a $d_{\text{máx}}$, correspondentes aos medidos em cada método. Para o *método 1*, foi retirado o valor de dose no eixo central do feixe para cada campo, a uma profundidade de 1,5 cm do ponto de entrada. De forma semelhante, para o *método 2* e para cada campo de radiação, retirou-se o valor de dose, a 1,5 cm de profundidade, numa linha vertical em direcção ao isocentro. Para o *método 3* e para cada campo, registou-se o valor a 1,5 cm de profundidade a partir do ponto de entrada do feixe central.

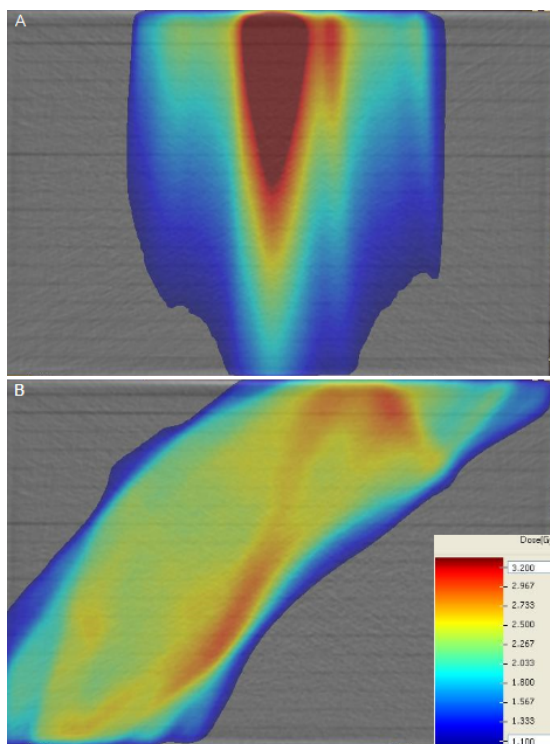


Figura 6.11: Plano clínico recalculado no fantoma de placas e utilizado no método 1 (A) e nos métodos 2 e 3 (B).

6.3.6 Medições *in vivo*

A primeira fase da medição *in vivo* consistiu na selecção da paciente com base na sua patologia e disponibilidade para participar no estudo. De seguida, foi marcada uma

reunião com a candidata na qual foi explicado o estudo e o procedimento da medição e solicitada a sua autorização para integrar o mesmo. Caso a paciente concordasse em participar, o passo seguinte era agendar as duas sessões de tratamento nas quais seriam efectuadas as medições *in vivo*, tendo em conta o tempo necessário para a aquisição dos dados. Antes da execução da medição *in vivo*, foi criada a ficha da paciente no *software OmniPro-InViDos*, e para tal foi exportado o plano de tratamento do *MosaiQ*. No *OmniPro-InViDos* foram definidos os parâmetros da medição e os dispositivos que seriam utilizados: acelerador linear, electrómetro e detector de dose. No TPS *Monaco* ou no *Focal* foi retirada informação sobre a dose, em concreto a dose depositada em cada campo de tratamento, a 1,5 cm de profundidade, no eixo central do feixe de radiação, sendo que foi este dado calculado que foi comparado com o medido *in vivo* (figura 6.12).

No momento das medições *in vivo*, a paciente foi deitada e posicionada na mesa de tratamento pelos técnicos de radioterapia e o procedimento do tratamento iniciou-se como de habitual. Começou-se pela aquisição de imagens (CBCT) com o intuito de verificar o posicionamento da paciente e de corrigir certas discrepâncias na sua posição relativamente às imagens adquiridas na TAC e sobre as quais foi feito o plano de tratamento. No *software OmniPro-InViDos* foi aberta a ficha da paciente e definido o modo de medição. Na estação de tratamento seleccionou-se o primeiro campo a ser irradiado com a gantry na respectiva posição, entrou-se na sala de tratamento para a colocação do díodo na projecção do centro do campo e iniciou-se a irradiação. Finda a irradiação do primeiro campo, na estação de tratamento seleccionou-se o campo seguinte e colocou-se a gantry com a respectiva angulação, entrou-se na sala de tratamento para posicionar o díodo no centro deste novo campo e retomou-se a irradiação. Este procedimento foi repetido para todos os campos a irradiar, não sendo possível irradiar alguns campos posteriores devido ao facto de a mesa de tratamento impossibilitar a colocação do díodo na paciente, uma vez que o centro do

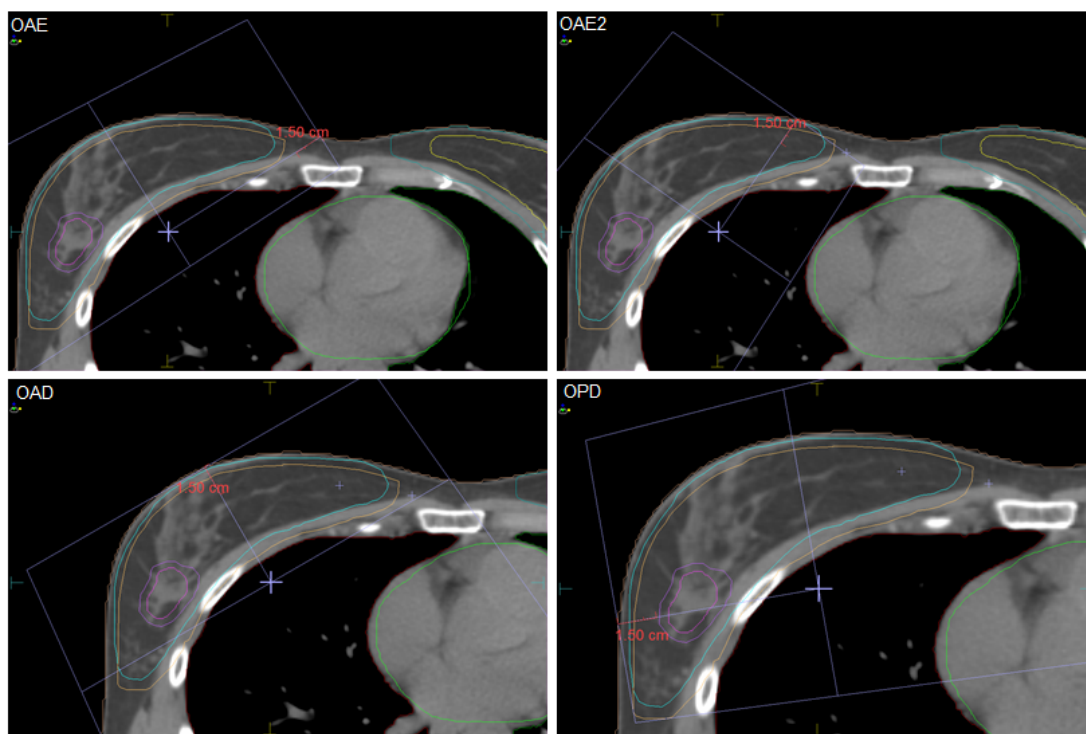


Figura 6.12: Exemplo da determinação dos valores de dose calculados pelo TPS e utilizados na comparação com os valores medidos *in vivo*: plano da TAC (corte do isocentro) da paciente 20 utilizado na determinação do valor de dose do eixo central do feixe de radiação, a 1,5 cm de profundidade, para cada campo (OAE, OAE2, OAD e OPD).

campo era projectado na mesa.

Após a medição *in vivo*, foi feita a análise dos dados, comparando os valores de dose adquiridos com os respectivos calculados pelo TPS.

Foram realizadas duas medições por paciente espaçadas, geralmente, por uma semana. No estudo entram 22 pacientes, sendo que nas duas primeiras apenas se realizou uma medição por motivos técnicos e de disponibilidade de agenda.

6.3.7 Interpretação dos resultados clínicos

Numa fase posterior às medições *in vivo*, foram feitos vários testes e análises com o intuito de justificar certos resultados.

O posicionamento do díodo, em alguns casos, tornou-se complicado devido à localização da projecção do centro do campo na mama e à posição da gantry com a respectiva angulação do campo, o que dificultou o alcance correcto do ponto de medição. A aderência

do díodo na pele da mama, em algumas situações, também não foi perfeita devido às características da mesma (dimensão e flacidez), o que fez com que o díodo permanecesse levantado durante a medição. Estes factos resultaram na incidência do feixe no díodo com alguma inclinação e na possível medição de pontos diferentes do suposto e, assim, diferentes dos pontos calculados pelo TPS, com os quais foi feita a comparação. Por estas razões foram analisados: (a) o gradiente de dose num volume circundante do ponto de medição; (b) a influência da incidência do feixe com inclinação na leitura do díodo; (c) os respectivos QAs; (d) os CBCTs adquiridos nos dias de medição *in vivo*.

Análise do gradiente de dose

Visto que estamos a lidar com doses superficiais que implicam elevados gradientes de dose, foi determinado, no plano clínico do paciente, o desvio-padrão da distribuição de dose num raio de 0,5 cm a partir do ponto

de medição do cálculo. Deste modo, foi conhecida a consequência do posicionamento do díodo com ligeiro desvio, relativamente ao ponto exacto de medição, em termos de diferença de dose medida.

Estudo da influência da inclinação do feixe de radiação

Uma vez que, em algumas medições *in vivo*, o díodo permaneceu levantado devido a condições que dificultaram o seu correcto posicionamento, foi estudada a influência da incidência do feixe de radiação com inclinação no díodo na detecção de dose pelo mesmo. Como tal, foi executado o *método 1* para uma paciente cujo plano foi medido na fase de validação do sistema e que obteve bons resultados nos *métodos 1* e *3*.

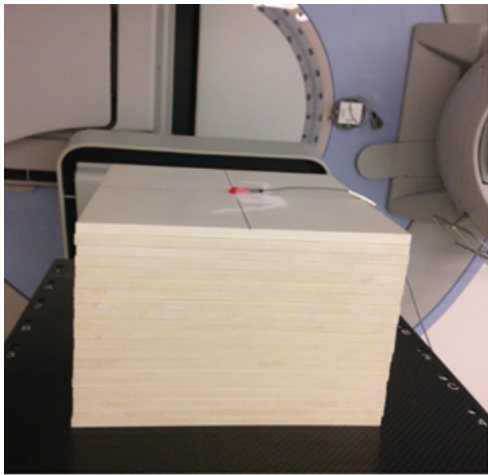


Figura 6.13: Montagem do fantoma de placas e do díodo posicionado horizontalmente no centro do campo.

Realizaram-se medições no fantoma de placas simulando a irradiação do díodo com uma acentuada inclinação do feixe de radiação. Montou-se o fantoma de placas na mesa de tratamento, constituído por 17 placas de 1 cm, a placa de inserção da CI de 2 cm, uma placa de 0,5 cm, duas de 0,2 cm e uma placa de 0,1 cm de espessura. Inicialmente, o díodo foi colocado no centro do campo (figura 6.13) e deu-se início à irradiação de todos os campos de tratamento com a gantry definida a 0° , de modo a que o díodo fosse irradiado verticalmente, e registou-se a dose

lida pelo díodo em cada um dos campos. Esta primeira medição serviu como referência para a medição seguinte, na qual o díodo foi posicionado com alguma inclinação. Com esta configuração, irradiaram-se todos os campos de tratamento com a gantry a 0° , sendo que o feixe de radiação incidiu no díodo com acentuada inclinação (figura 6.14).

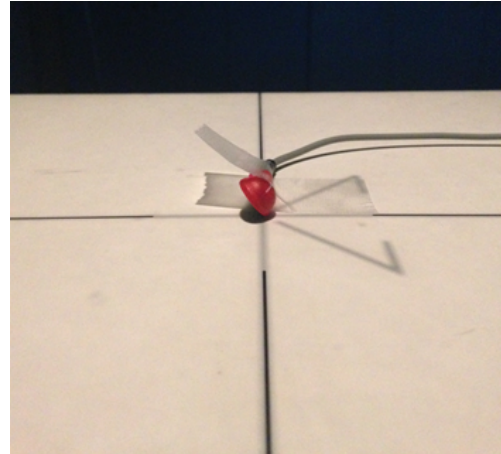


Figura 6.14: Montagem do díodo no centro do campo com acentuada inclinação.

Avaliação do QA: análise gama

Analisou-se o resultado da análise gama do QA, executado no fantoma *ArcCHECK*, de cada paciente medido *in vivo*, de forma a obter-se uma informação geral acerca do desempenho do acelerador linear na execução do plano de dose. Esta informação foi conseguida no *software MosaiQ*. Este estudo consistiu na comparação da distribuição de dose obtida com o fantoma *ArcCHECK* com a distribuição de dose do cálculo do TPS no plano de dose do isocentro, que corresponde ao plano onde foi medida a dose pontual na etapa *in vivo*.

A análise gama é uma ferramenta de avaliação de distribuições de dose, utilizada nos procedimentos de QA, que compara simultaneamente o valor de dose e a posição de um ponto numa distribuição com o respectivo de outra distribuição. O γ é calculado de acordo com a equação (6.5). Pontos com $\gamma \leq 1$ passam e pontos com $\gamma > 1$ falham nesta avaliação. Numa análise $\gamma(3\%, 3mm)$, cada ponto de dose é avaliado nas duas distribuições

de dose (calculada e medida) e, segundo este critério, falham os pontos cuja diferença de dose é superior a 3% ou cuja diferença de posição é superior a 3 mm. Se a maioria dos pontos passarem nesta análise gama, significa que as duas distribuições estão relativamente coincidentes, o que indica que o plano medido está de acordo com o calculado pelo TPS. A percentagem resultante da análise gama traduz a % de pontos que passaram neste teste.

$$\gamma(\Delta d_t, \Delta D_t) = \sqrt{\left(\frac{\Delta d}{\Delta d_t}\right)^2 + \left(\frac{\Delta D}{\Delta D_t}\right)^2} \quad (6.5)$$

Na equação (6.5): Δd é a distância entre os pontos das distribuições de dose; Δd_t é o critério de distância entre pontos, que neste caso é 3 mm; ΔD é a diferença de dose entre os dois pontos; ΔD_t é o critério de diferença de dose entre os pontos, que neste caso é 3%.

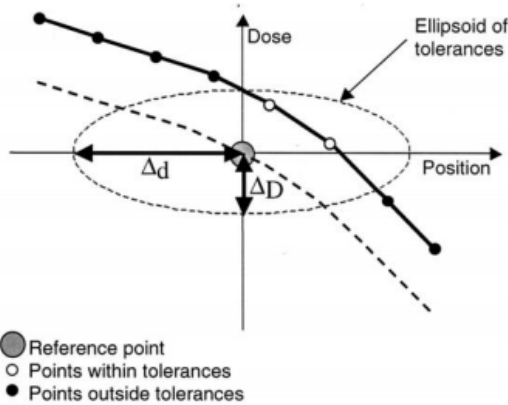


Figura 6.15: Representação geométrica do critério da análise gama para distribuições de dose discretas [41].

O facto de um ponto ser avaliado em termos de dose e distância nas duas distribuições permite que pontos com uma grande diferença de dose mas distâncias reduzidas sejam rejeitados, ou vice-versa. Desta forma, a análise é mais rigorosa. Na figura 6.15 está representado geometricamente o critério da análise gama: é criada uma elipsóide de tolerância a partir do ponto de dose de referência e os dados de dose para comparação passam na análise se estiverem dentro da elipsóide.

Medição do díodo no *ArcCHECK*

Foi seleccionado um grupo de pacientes cujas medições *in vivo* resultaram em desvios relativos relativamente grandes e que não foi encontrada explicação para tal. Ou seja, não apresentavam gradientes de dose significativos na região do ponto de medição e os planos de tratamento produziram um QA com análise gama igual ou superior a 95%. Esta etapa teve como objectivo avaliar o desempenho do díodo e, como tal, este foi posicionado sobre o *ArcCHECK* da mesma forma que na fase *in vivo*, isto é, no centro de cada campo de tratamento. Foi utilizado este fantoma devido ao facto da sua geometria ser mais semelhante ao corpo humano. O fantoma *ArcCHECK* não foi também utilizado para medir, uma vez que o díodo faria sombra sobre o mesmo. Na figura 6.16 está uma montagem do díodo colocado neste fantoma, posicionado num dos campos de tratamento de uma paciente. Os resultados obtidos foram comparados com os respectivos do cálculo nas mesmas condições, isto é, com o plano clínico recalculado no fantoma *ArcCHECK* (figura 6.17).

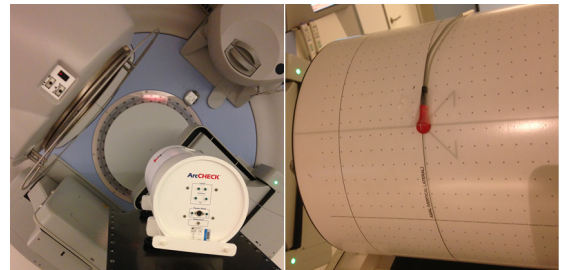


Figura 6.16: Montagem do díodo no fantoma *ArcCheck*.

Avaliação do CBCT

Antes de se dar início à sessão de tratamento e após o paciente ser posicionado na mesa de tratamento é feita uma tomografia (CBCT) com o intuito de verificar a posição do paciente relativamente à TAC de planeamento, a partir da qual foi feito o plano de dose. Este procedimento consiste na aquisição de imagens CT que depois são fundidas com as da TAC de planeamento. São analisadas as discrepâncias de posição e são aplicados os desvios necessários no paciente. Esta veri-

ficação é crucial na medida em que permite um correcto posicionamento do paciente e, consequentemente, uma deposição de dose mais rigorosa e precisa.

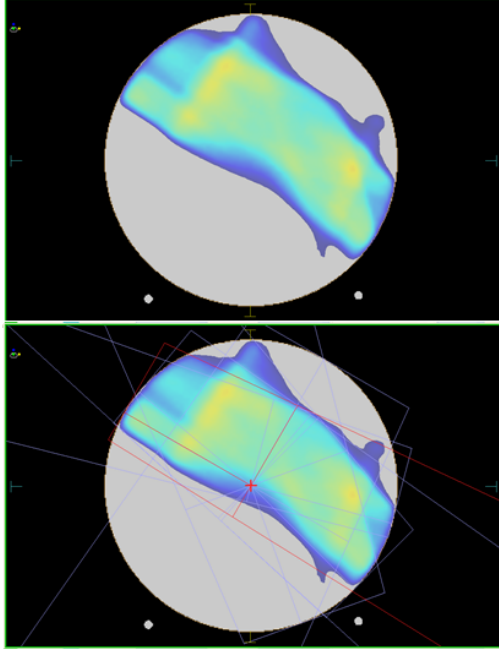


Figura 6.17: Plano clínico recalculado no fantoma *ArcCHECK* utilizado na fase de interpretação dos resultados clínicos (corte axial); distribuição de dose no fantoma (cima) e distribuição de dose com representação dos campos de radiação (baixo).

Foram seleccionadas as pacientes que obtiveram elevados desvios relativos entre o cálculo e a medição *in vivo* e que apresentam gradientes de dose significativos e cujos QAs de pré-tratamento foram bons ($> 95\%$). Foram analisados os CBCTs desta amostra adquiridos nas fracções onde se realizou dosimetria *in vivo*, em concreto, os desvios de posicionamento existentes (e que possam explicar os resultados obtidos). Na figura 6.18 está representada a fusão das imagens adquiridas na TAC de planeamento com as imagens adquiridas numa das fracções de tratamento em que se efectuaram medições *in vivo* (corte do isocentro).

Recalibração em dose

Com o intuito de verificar o desempenho do díodo na detecção de dose, após todas as medições *in vivo* realizadas, este foi colocado no topo do fantoma de placas no centro do campo. Foram depositadas 100 UM com feixe de 6 MV, em condições de referência (SSD de 100 cm e campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$). Nestas circunstâncias e com gantry a 0° , qualquer dosímetro tem que medir, aproximadamente, 1 Gy. Foram realizadas medições com o díodo 10147 e com a CI, em simultâneo e separadamente, para comparação de resultados.

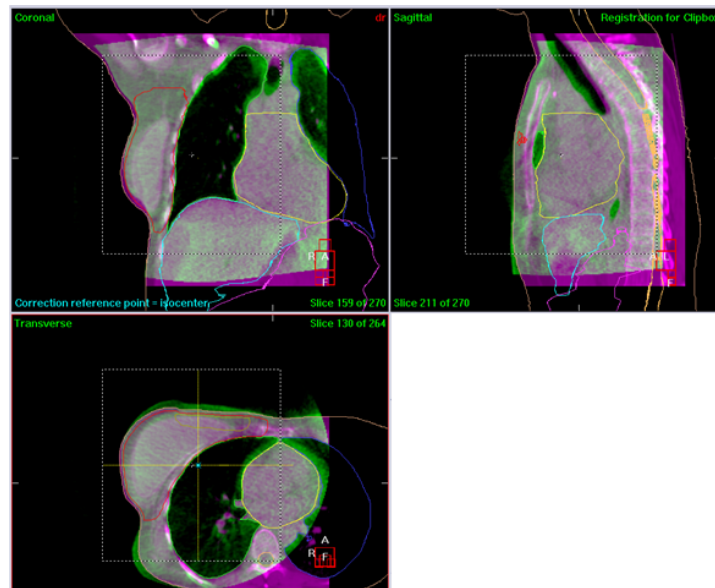


Figura 6.18: CBCT de uma paciente: fusão da imagem adquirida na TAC de planeamento (rosa) com a imagem de CT (verde) nos planos coronal, sagital e transversal.

Capítulo 7

Resultados

7.1 Validação dos díodos antes da sua utilização clínica

7.1.1 Teste da estabilidade dos díodos

Medições	10147 (ADU)	10148 (ADU)	CI (Gy)
1	4162 \pm 1	4221 \pm 1	1,003 \pm 0,001
2	4156 \pm 1	4212 \pm 1	0,999 \pm 0,001
3	4158 \pm 1	4211 \pm 1	0,999 \pm 0,001
4	4159 \pm 1	4208 \pm 1	0,999 \pm 0,001
5	4156 \pm 1	4214 \pm 1	1,000 \pm 0,001
6	4158 \pm 1	4214 \pm 1	1,000 \pm 0,001
7	4154 \pm 1	4214 \pm 1	1,000 \pm 0,001
8	4159 \pm 1	4219 \pm 1	1,002 \pm 0,001
9	4158 \pm 1	4214 \pm 1	0,999 \pm 0,001
10	4161 \pm 1	4212 \pm 1	0,999 \pm 0,001
11	4158 \pm 1	4214 \pm 1	1,000 \pm 0,001
12	4161 \pm 1	4220 \pm 1	1,000 \pm 0,001
13	4160 \pm 1	4221 \pm 1	1,002 \pm 0,001
14	4164 \pm 1	4220 \pm 1	1,001 \pm 0,001
15	4158 \pm 1	4219 \pm 1	1,000 \pm 0,001
Média	4159	4216	1,000
Desvio-padrão	2,55	4,00	
Coef. de variação de Pearson (%)	0,06	0,09	

Tabela 7.1: Resultados do teste da estabilidade dos díodos.

Díodo	Offset (ADU)	Drift (ADU/s)
10147	1,16 \pm 0,01	0,03 \pm 0,01
10148	-0,04 \pm 0,01	0,01 \pm 0,01

Tabela 7.2: Resultados da medição da fuga dos díodos 10147 e 10148.

7.1.2 Estudo da linearidade da resposta/dose dos díodos

UM	Medição 1			Medição 2		
	10147 (ADU)	10148 (ADU)	CI (mGy)	10147 (ADU)	10148 (ADU)	CI (mGy)
10	417 ±1	421 ±1	100,0 ±0,1	418 ±1	421 ±1	100,5 ±0,1
20	835 ±1	839 ±1	199,9 ±0,1	833 ±1	843 ±1	200,3 ±0,1
30	1253 ±1	1262 ±1	300,2 ±0,1	1251 ±1	1263 ±1	300,1 ±0,1
40	1664 ±1	1682 ±1	399,7 ±0,1	1667 ±1	1684 ±1	399,8 ±0,1
50	2085 ±1	2107 ±1	499,4 ±0,1	2083 ±1	2107 ±1	499,9 ±0,1
60	2496 ±1	2533 ±1	600,3 ±0,1	2492 ±1	2531 ±1	600,1 ±0,1
70	2908 ±1	2954 ±1	700,0 ±0,1	2913 ±1	2953 ±1	701,0 ±0,1
80	3328 ±1	3375 ±1	799,1 ±0,1	3330 ±1	3374 ±1	799,8 ±0,1
90	3742 ±1	3798 ±1	900,2 ±0,1	3745 ±1	3798 ±1	899,8 ±0,1
100	4158 ±1	4219 ±1	1001 ±1	4164 ±1	4220 ±1	1000 ±1
200	8316 ±1	8456 ±1	2003 ±1	8323 ±1	8461 ±1	2001 ±1
300	12499 ±1	12699 ±1	3003 ±1	12497 ±1	12710 ±1	3002 ±1
400	16675 ±1	16974 ±1	4006 ±1	16685 ±1	16978 ±1	4005 ±1
500	20891 ±1	21240 ±1	5008 ±1	20891 ±1	21234 ±1	5006 ±1
600	25053 ±1	25553 ±1	6017 ±1	25077 ±1	25540 ±1	6011 ±1
700	29292 ±1	29835 ±1	7015 ±1	29292 ±1	29841 ±1	7012 ±1
Média	8476	8622	2035	8479	8622	2034
D-padrão	9161	9335	2197	9164	9334	2195

Tabela 7.3: Resultados do teste da linearidade da resposta/dose dos díodos.

Resultado da razão (6.1):

Díodo 10147: $1,00 \pm 5,07\%$

Díodo 10148: $1,01 \pm 5,39\%$

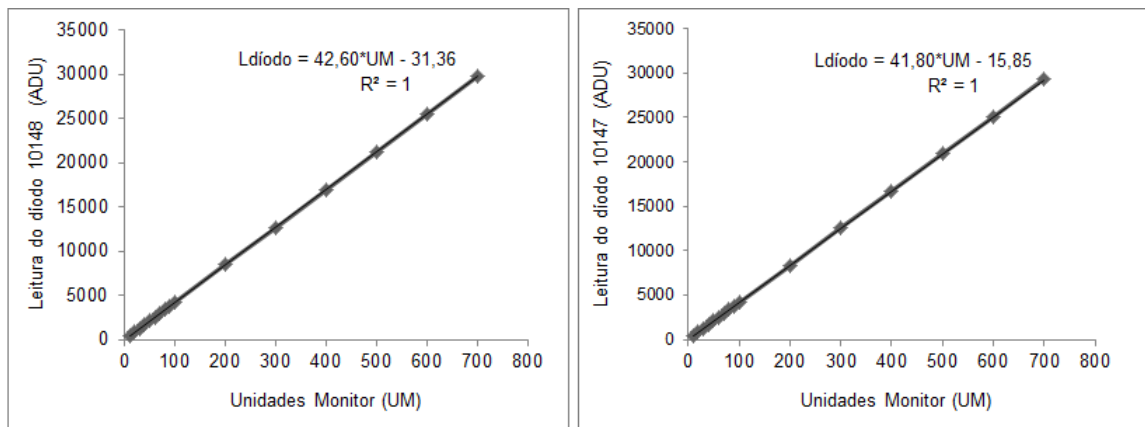


Figura 7.1: Representação gráfica da linearidade da resposta/dose dos díodos 10148 (esquerda) e 10147 (direita). As rectas de regressão representam a leitura de cada díodo em função das unidades monitor distribuídas. Não são visíveis as barras de erro.

7.2 Calibração do díodo de referência para a medição da dose de entrada

7.2.1 Medição da fuga e sensibilidade do díodo de referência

Medição 1		Medição 2	
Offset (ADU)	Drift (ADU/s)	Offset (ADU)	Drift (ADU/s)
1,28 \pm 0,01	0,00 \pm 0,01	1,30 \pm 0,01	0,00 \pm 0,01

Tabela 7.4: Resultados das medições da fuga do díodo de referência 10148 durante 1 minuto cada.

Sensibilidade	1	2	3	4	5	Incerteza	Média	D.-padrão
Díodo (ADU)	4174	4167	4163	4163	4164	± 1	4166	4
CI (Gy)	1,005	1,005	1,005	1,005	1,005	$\pm 0,001$	1,005	0,000
Factor	4152	4146	4142	4142	4143	$\pm 1\%$	4145	4

Tabela 7.5: Medição da sensibilidade do díodo de referência 10148.

7.3 Determinação dos factores de correcção

A média dos factores de correcção foi de 1,03 e o respectivo desvio-padrão de 0,04.

SSD (cm)	Ângulo de incidência do feixe ($^{\circ}$)	Dimensão de campo (cm^2)	Dose medida (Gy)				Factor de correcção
			Díodo	CI	Díodo	CI	
100	0	5x5	0,957	0,903	0,958	0,940	1,02 \pm 2,01%
		10x10	1,004	0,950	1,003	0,950	1,00 \pm 0,10%
		15x15	1,029	0,976	1,003	0,969	1,01 \pm 0,97%
		20x20	1,054	0,998	1,055	0,998	1,00 \pm 0,10%
		25x25	1,068	1,008	1,068	1,009	1,00 \pm 0,10%
		30x30	1,075	1,015	1,075	1,015	1,00 \pm 0,05%
		35x35	1,075	1,016	1,075	1,016	1,00 \pm 0,05%
		40x40	1,076	1,016	1,075	1,016	1,00 \pm 0,10%
	45	5x5	0,936	0,950	0,936	0,950	1,07 \pm 0,05%
		10x10	0,984	1,005	0,984	1,005	1,08 \pm 0,05%
		15x15	1,014	1,036	1,014	1,036	1,08 \pm 0,05%
		20x20	1,039	1,059	1,040	1,060	1,08 \pm 0,05%
		25x25	1,062	1,071	1,052	1,072	1,07 \pm 0,57%
		30x30	1,062	1,080	1,061	1,079	1,07 \pm 0,05%
		35x35	1,062	1,080	1,061	1,079	1,07 \pm 0,05%
		40x40	1,062	1,080	1,061	1,079	1,07 \pm 0,05%

Tabela 7.6: Factores de correcção para SSD de 100 cm.

SSD (cm)	Ângulo de incidência do feixe (°)	Dimensão de campo (cm ²)	Dose medida (Gy)				Factor de correção
			Díodo	CI	Díodo	CI	
95	0	5x5	1,068	1,004	1,068	1,003	0,99 ±0,10%
		10x10	1,118	1,055	1,118	1,054	1,00 ±0,10%
		15x15	1,149	1,085	1,148	1,084	1,00 ±0,05%
		20x20	1,174	1,108	1,174	1,107	1,00 ±0,09%
		25x25	1,187	1,119	1,186	1,120	1,00 ±0,14%
		30x30	1,197	1,129	1,197	1,128	1,00 ±0,09%
		35x35	1,197	1,129	1,197	1,128	1,00 ±0,09%
		40x40	1,197	1,129	1,197	1,128	1,00 ±0,09%
	45	5x5	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		10x10	1,077	1,094	1,077	1,094	1,07 ±0,05%
		15x15	1,122	1,131	1,122	1,131	1,07 ±0,05%
		20x20	1,149	1,152	1,15	1,153	1,06 ±0,05%
		25x25	1,165	1,165	1,165	1,166	1,06 ±0,09%
		30x30	1,175	1,175	1,175	1,175	1,06 ±0,05%
		35x35	1,175	1,175	1,175	1,175	1,06 ±0,05%
		40x40	1,175	1,175	1,175	1,175	1,06 ±0,05%
90	0	5x5	1,188	1,114	1,188	1,113	1,00 ±0,09%
		10x10	1,245	1,172	1,245	1,173	1,00 ±0,09%
		15x15	1,278	1,202	1,278	1,203	0,99 ±0,09%
		20x20	1,307	1,231	1,308	1,231	1,00 ±0,09%
		25x25	1,322	1,240	1,323	1,242	0,99 ±0,09%
		30x30	1,335	1,253	1,335	1,255	0,99 ±0,13%
		35x35	1,335	1,253	1,335	1,255	0,99 ±0,13%
		40x40	1,335	1,253	1,335	1,255	0,99 ±0,13%
	45	5x5	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		10x10	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		15x15	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		20x20	1,253	1,257	1,253	1,257	1,06 ±0,05%
		25x25	1,276	1,271	1,276	1,273	1,05 ±0,13%
		30x30	1,290	1,282	1,290	1,282	1,05 ±0,05%
		35x35	1,290	1,282	1,290	1,282	1,05 ±0,05%
		40x40	1,290	1,282	1,290	1,282	1,05 ±0,05%
85	0	5x5	1,339	1,252	1,339	1,253	1,00 ±0,09%
		10x10	1,402	1,319	1,403	1,319	0,99 ±0,09%
		15x15	1,444	1,356	1,443	1,354	0,99 ±0,09%
		20x20	1,475	1,384	1,475	1,386	0,99 ±0,12%
		25x25	1,492	1,401	1,493	1,401	0,99 ±0,08%
		30x30	1,506	1,412	1,507	1,412	0,99 ±0,08%
		35x35	1,506	1,412	1,507	1,412	0,99 ±0,08%
		40x40	1,506	1,412	1,507	1,412	0,99 ±0,08%

Tabela 7.7: Factores de correção para SSD de 95, 90 e 85 cm.

SSD (cm)	Ângulo de incidência do feixe (°)	Dimensão de campo (cm ²)	Dose medida (Gy)				Factor de correção
			Díodo	CI	Díodo	CI	
85	45	5x5	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		10x10	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		15x15	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		20x20	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		25x25	1,336	1,389	1,337	1,389	1,10 ±0,09%
		30x30	1,428	1,411	1,428	1,411	1,04 ±0,05%
		35x35	1,428	1,411	1,428	1,411	1,04 ±0,05%
		40x40	1,428	1,411	1,428	1,411	1,04 ±0,05%
80	0	5x5	1,513	1,403	1,513	1,402	0,98 ±0,09%
		10x10	1,587	1,478	1,588	1,478	0,98 ±0,08%
		15x15	1,630	1,521	1,630	1,522	0,99 ±0,08%
		20x20	1,688	1,572	1,688	1,572	0,98 ±0,05%
		25x25	1,672	1,556	1,671	1,555	0,98 ±0,05%
		30x30	1,705	1,587	1,704	1,584	0,98 ±0,12%
		35x35	1,705	1,587	1,704	1,584	0,98 ±0,12%
		40x40	1,705	1,587	1,704	1,584	0,98 ±0,12%
	45	5x5	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		10x10	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		15x15	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		20x20	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		25x25	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		30x30	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		35x35	-	-	-	-	1,00 ±0,05%
		40x40	-	-	-	-	1,00 ±0,05%

Tabela 7.8: Factores de correção para SSD de 85 e 80 cm.

7.4 Validação do sistema de medição

O desvio relativo (%) foi calculado da seguinte forma:

$$\frac{(referência - teste)}{referência} * 100, \quad (7.1)$$

sendo que, na maioria das vezes, o valor de referência corresponde ao valor de dose calculado.

MÉTODO 0						
Paciente	Campos	SSD (cm)	Cálculo (Gy)	Medição (Gy) Díodo CI		Desvio relativo (%)
1	OAD	88,2 \pm 0,1	0,600	0,730 \pm 0,001	-	-21,7
	OAD2	90,8 \pm 0,1	0,773	1,163 \pm 0,001	0,978 \pm 0,001	-50,5
	OAE	94,3 \pm 0,1	0,418	0,422 \pm 0,001	-	-1,05
	OPE	88,7 \pm 0,1	0,794	0,945 \pm 0,001	0,765 \pm 0,001	-19,0
	OPE2	84,4 \pm 0,1	0,929	1,111 \pm 0,001	0,749 \pm 0,001	-19,5
	OPE3	83,3 \pm 0,1	1,076	0,416 \pm 0,001	0,432 \pm 0,001	61,4
	Dose total		4,590	4,787	-	-4,29
2	OAD	88,1 \pm 0,1	0,600	0,833 \pm 0,001	0,660 \pm 0,001	-38,9
	OAD2	90,4 \pm 0,1	0,773	0,926 \pm 0,001	0,742 \pm 0,001	-19,8
	OAE	93,6 \pm 0,1	0,418	0,238 \pm 0,001	0,200 \pm 0,001	43,0
	OPE	89,9 \pm 0,1	0,794	0,882 \pm 0,001	0,690 \pm 0,001	-11,1
	OPE2	85,4 \pm 0,1	0,929	1,301 \pm 0,001	0,887 \pm 0,001	-40,0
	OPE3	81,6 \pm 0,1	1,076	1,842 \pm 0,001	1,113 \pm 0,001	-71,1
	Dose total		4,590	6,022	-	-31,2

Tabela 7.9: Resultados do método 0 (*dose por campo e dose total*). Estas medições referem-se a pacientes de mama esquerda. O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.

Paciente	MÉTODO 1				MÉTODO 2				Incerteza (Gy)
	Cálculo (Gy)	Medição (Gy)		Desvio (rel. %)	Cálculo (Gy)	Medição (Gy)		Desvio (rel. %)	
		Díodo	CI			Díodo	CI		
3	4,678	4,375	4,164	6,5	2,390	1,637	2,554	31,5	±0,001
4	4,089	3,817	3,848	6,7	2,334	1,533	2,520	34,3	±0,001

Tabela 7.10: Resultados referentes aos métodos 1 e 2 (*dose total de todos os campos*). Os resultados da dose medida por fracção dos métodos 1 e 2 das pacientes 3 e 4 encontram-se na tabela 7.12. Estas medições referem-se a pacientes de mama direita. O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.

Desvios relativos (%)				
Paciente	MÉTODO 1		MÉTODO 2	
	Cálculo e CI	CI e díodo	Cálculo e CI	CI e díodo
3		11,0 -5,1	-6,9	35,9
4		5,9 0,8	-8,0	39,2

Tabela 7.11: Desvios relativos entre os valores de dose calculados e os medidos pela CI e entre os valores de dose medidos pela CI e os medidos pelo díodo para os métodos 1 e 2, referentes aos resultados da tabela 7.10 (*dose total de todos os campos*). Os valores do cálculo e da medição pela CI foram considerados os valores de referência no respectivo cálculo do desvio relativo.

Paciente	Campos	MÉTODO 1			MÉTODO 2		
		Cálculo (Gy)	Medição dódo (Gy)	Desvio rel. (%)	Cálculo (Gy)	Medição dódo (Gy)	Desvio rel. (%)
3	OAE	1,069	0,986 $\pm 0,001$	7,76	0,590	0,576 $\pm 0,001$	89,2
	OAE2	0,896	0,853 $\pm 0,001$	4,80	0,840	0,805 $\pm 0,001$	22,6
	OAD	0,102	0,088 $\pm 0,001$	13,7	0,009	0,100 $\pm 0,001$	-52,3
	OAD2	0,112	0,090 $\pm 0,001$	19,6	0,124	0,118 $\pm 0,001$	79,8
	OPD	1,043	0,981 $\pm 0,001$	5,94	0,333	0,402 $\pm 0,001$	10,2
	OPD2	0,883	0,853 $\pm 0,001$	3,40	0,183	0,246 $\pm 0,001$	-13,7
	OPD3	0,573	0,524 $\pm 0,001$	8,55	0,234	0,307 $\pm 0,001$	-11,1
4	OAE	1,515	1,509 $\pm 0,001$	0,40	0,606	0,578 $\pm 0,001$	88,9
	OAE2	1,205	1,138 $\pm 0,001$	5,56	1,065	1,019 $\pm 0,001$	38,6
	OAD	0,123	0,118 $\pm 0,001$	4,07	0,041	0,060 $\pm 0,001$	-102
	OPD	0,654	0,535 $\pm 0,001$	18,2	0,339	0,489 $\pm 0,001$	-33,6
	OPD2	0,592	0,517 $\pm 0,001$	12,7	0,283	0,374 $\pm 0,001$	2,47

Tabela 7.12: Resultados referentes aos métodos 1 e 2 de duas pacientes de mama direita (*dose individual por campo*). O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo dódo. Os restantes resultados da dose por campo do método 1 encontram-se na secção Anexo A.

Paciente	MÉTODO 1			
	Cálculo (Gy)	Medição Dódo (Gy)	CI (Gy)	Desvio rel. (%)
3	4,678	4,375 $\pm 0,001$	4,164 $\pm 0,001$	6,48
3*	4,678	4,420 $\pm 0,001$	4,176 $\pm 0,001$	5,52
4	4,089	3,817 $\pm 0,001$	3,848 $\pm 0,001$	6,65
5	3,992	3,694 $\pm 0,001$	3,572 $\pm 0,001$	7,46
6	3,340	3,200 $\pm 0,001$	2,998 $\pm 0,001$	4,19
7	3,862	3,712 $\pm 0,001$	3,580 $\pm 0,001$	3,88
8	3,747	3,609 $\pm 0,001$	3,469 $\pm 0,001$	3,68
9	3,920	4,299 $\pm 0,001$	4,050 $\pm 0,001$	-9,67
10	3,231	3,03 $\pm 0,001$	3,015 $\pm 0,001$	6,19
11	3,210	3,135 $\pm 0,001$	2,953 $\pm 0,001$	2,34
12	3,530	3,320 $\pm 0,001$	3,262 $\pm 0,001$	5,95
13	3,267	3,137 $\pm 0,001$	2,985 $\pm 0,001$	3,98
14	3,086	2,927 $\pm 0,001$	2,760 $\pm 0,001$	5,15
15	2,353	2,256 $\pm 0,001$	2,163 $\pm 0,001$	4,12
16	1,623	1,672 $\pm 0,001$	1,457 $\pm 0,001$	-3,02
17	1,207	1,035 $\pm 0,001$	1,033 $\pm 0,001$	14,3
18	1,999	1,839 $\pm 0,001$	1,837 $\pm 0,001$	8,00
19	2,485	2,385 $\pm 0,001$	2,296 $\pm 0,001$	4,02

★ Medição feita com dódo 10147

Tabela 7.13: Resultados referentes ao método 1 das pacientes de mama direita (3–14) e mama esquerda (15–19) — *dados tratados: dose total dos campos*. O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo dódo.

Os resultados do método 1 referentes às medições de cada campo de cada paciente encontram-se nas tabelas 10.1 – 10.4 (*Ane-xos*), e os referentes ao total de dose medida

por paciente (soma da dose medida em todos os campos) encontram-se na tabela 7.13 e representados graficamente na figura 7.2.

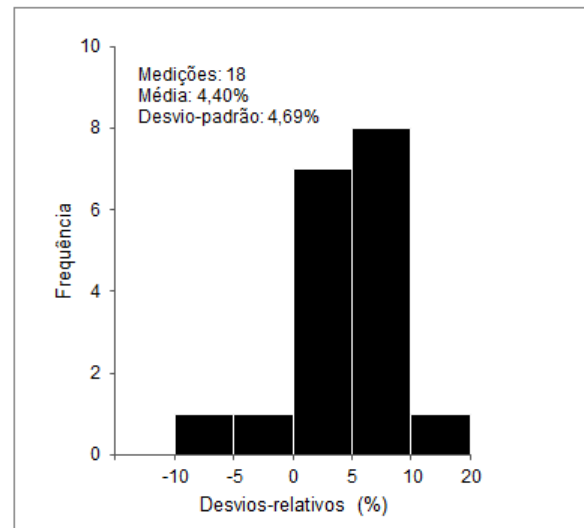


Figura 7.2: Histograma dos desvios relativos dos resultados do método 1 sobre a *dose total* de todos os campos medidos (tabela 7.13).

MÉTODO 3				
Paciente	Campos	Cálculo (Gy)	Medição díodo (Gy)	Desvio rel. (%)
3	OAE	1,219	1,311 $\pm 0,001$	-7,55
	OAE2	0,949	0,935 $\pm 0,001$	1,48
	OAD	0,106	0,095 $\pm 0,001$	10,4
	OAD2	0,247	0,156 $\pm 0,001$	36,8
4	OAE	1,765	2,175 $\pm 0,001$	-23,2
	OAE2	1,310	1,487 $\pm 0,001$	-13,5
	OAD	0,138	0,160 $\pm 0,001$	-15,9
5	OAE	1,155	1,414 $\pm 0,001$	-22,4
	OAE2	0,804	0,841 $\pm 0,001$	-4,60
	OAD	0,243	0,229 $\pm 0,001$	5,76
	OPD	0,154	0,000 $\pm 0,001$	100
6	OAE	0,905	0,908 $\pm 0,001$	-0,33
	OAE2	0,784	0,759 $\pm 0,001$	3,19
	OAD	0,307	0,280 $\pm 0,001$	8,79
	OAD2	0,276	0,290 $\pm 0,001$	-5,07

Tabela 7.14: Resultados referentes ao método 3 das pacientes de mama direita – medição única por paciente. O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.

MÉTODO 3				
Paciente	Campos	Cálculo (Gy)	Medição dído (Gy)	Desvio rel. (%)
7	OAE	1,332	1,375 \pm 0,001	-3,23
	OAE2	0,101	1,059 \pm 0,001	2,67
	OAD	0,536	0,089 \pm 0,001	11,9
8	OAE	1,327	1,313 \pm 0,001	1,06
	OAE2	0,838	0,861 \pm 0,001	-2,74
	OAE3	0,162	0,179 \pm 0,001	-10,5
	OAD	0,067	0,048 \pm 0,001	28,4
	OAD2	0,370	0,350 \pm 0,001	5,41
9	OAE	1,512	1,413 \pm 0,001	6,55
	OAE2	1,032	1,117 \pm 0,001	-8,24
	OAD	0,169	0,143 \pm 0,001	15,4
	OPD	0,375	0,399 \pm 0,001	-6,40
10	OAE	0,705	0,814 \pm 0,001	-15,5
	OAE2	0,949	0,919 \pm 0,001	3,16
	OAD	0,158	0,113 \pm 0,001	28,5
11	OAE	0,991	1,596 \pm 0,001	-61,0
	OAE2	0,753	0,932 \pm 0,001	-23,8
	OAD	0,225	0,120 \pm 0,001	46,7
12	OAE	0,921	0,975 \pm 0,001	-5,86
	OAE2	0,703	0,673 \pm 0,001	4,27
	OAD	0,536	0,532 \pm 0,001	0,75
13	OAE	1,135	1,087 \pm 0,001	4,23
	OAE2	1,056	0,935 \pm 0,001	11,5
	OAD	0,164	0,088 \pm 0,001	46,3
	OPD	0,254	0,266 \pm 0,001	-4,72
14	OAE	0,605	0,656 \pm 0,001	-8,43
	OAE2	0,905	0,880 \pm 0,001	2,76
	OAD2	0,069	0,049 \pm 0,001	29,0
	OAD	0,235	0,241 \pm 0,001	-2,55

Tabela 7.15: Resultados referentes ao método 3 das pacientes de mama direita – medição única por paciente (continuação da tabela 7.14). O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo dído.

MÉTODO 3				
Paciente	Campos	Cálculo (Gy)	Medição díodo (Gy)	Desvio rel. (%)
15	OAD	1,346	1,331 \pm 0,001	1,11
	OAD2	0,893	0,844 \pm 0,001	5,49
	OAE	0,320	0,298 \pm 0,001	6,87
16	OAD	0,698	0,809 \pm 0,001	-15,9
	OAD2	0,673	0,632 \pm 0,001	6,09
	OAE	0,374	0,359 \pm 0,001	4,01
17	OAD	0,753	0,569 \pm 0,001	24,4
	OAD2	0,478	0,399 \pm 0,001	16,5
	OAE	0,081	0,053 \pm 0,001	34,6
	OPE	0,055	0,036 \pm 0,001	34,5
18	OAD	1,260	1,007 \pm 0,001	20,1
	OAD2	0,850	0,796 \pm 0,001	6,35
	OAE	0,192	0,173 \pm 0,001	9,90
19	OAD	1,482	1,416 \pm 0,001	4,45
	OAD2	0,950	0,978 \pm 0,001	7,58
	OAE	0,185	0,174 \pm 0,001	5,95
	OAE2	0,193	0,166 \pm 0,001	14,0

Tabela 7.16: Resultados referentes ao método 3 das pacientes de mama esquerda – medição única por paciente (continuação da tabela 7.15). O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.

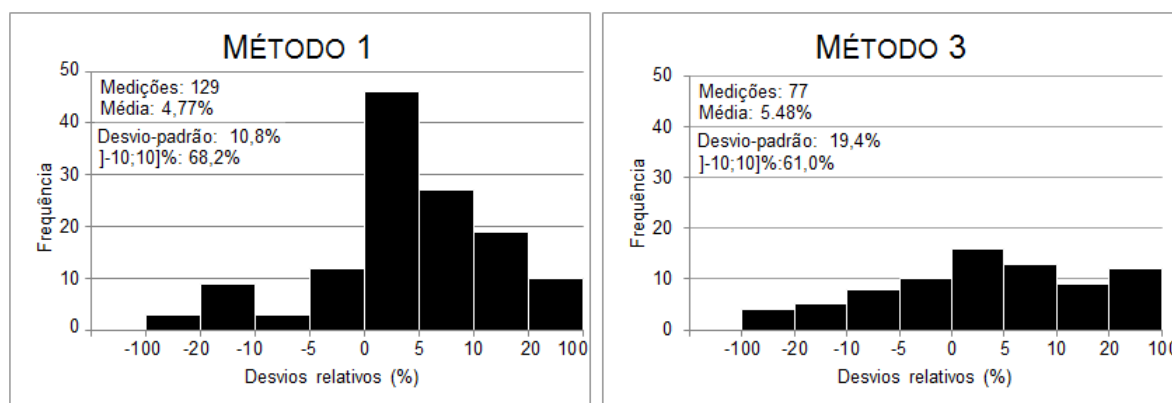


Figura 7.3: Gráfico dos desvios relativos dos resultados dos métodos 1 e 3 (tabelas 10.1 - 10.5 e 7.14 - 7.16, respectivamente).

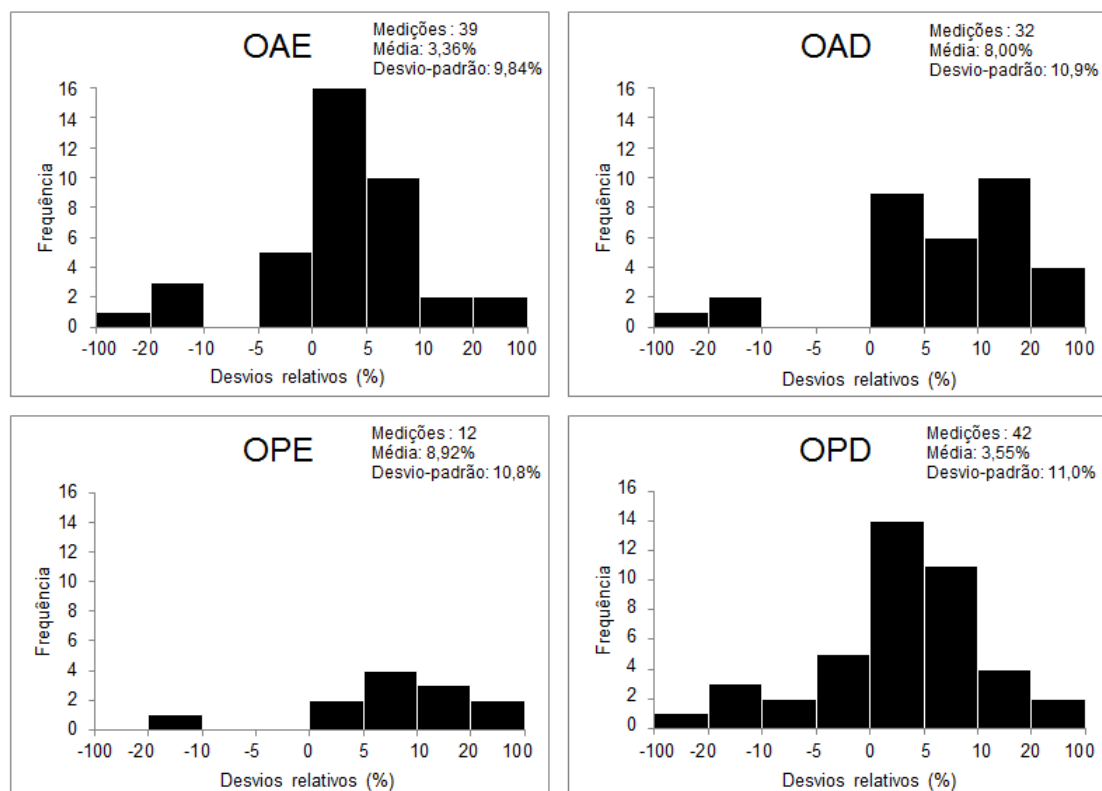


Figura 7.4: Histograma dos desvios relativos, por campo de radiação, dos resultados do método 1.

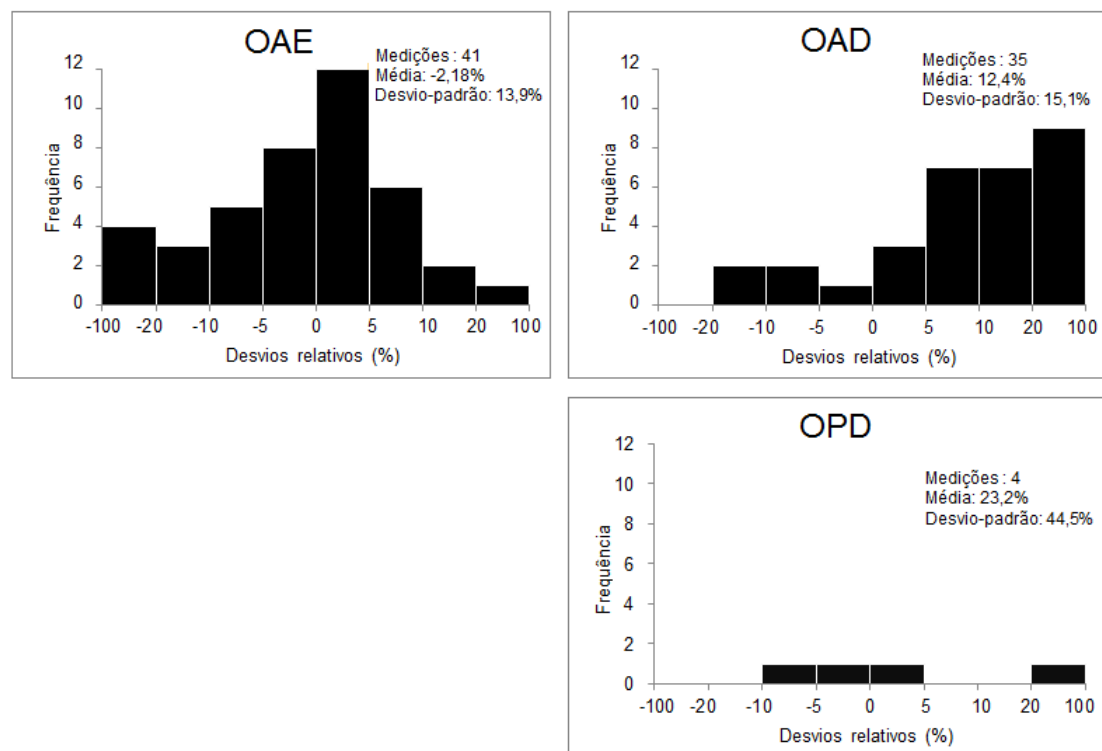


Figura 7.5: Histograma dos desvios relativos, por campo de radiação, dos resultados do método 3. O campo OPE não se encontra representado pois foi feita uma única medição neste campo.

7.5 Medições *in vivo*

Nesta etapa foram realizadas duas medições por paciente em 20 pacientes e uma medição única em duas pacientes, resultando na medição da dose pontual de 120 campos de tratamento (tabelas 7.17 e 7.18). Foi utilizado o *método 3* adaptado às condições de medição nas pacientes. Tal como nas medições executadas no fantoma (fase da validação do sis-

tema de medição), houve uma limitação física da mesa de tratamento que impossibilitou a colocação do detector de dose em alguns campos posteriores e, conseqüentemente, impediu a medição de todos os campos de tratamento das pacientes, realizando-se medições, sobretudo, dos campos anteriores.

P.	Campos	Cálculo (Gy)	Medição 1		Medição 2		D.pad. (Gy)
			Dose (Gy)	D. rel. (%)	Dose (Gy)	D. rel. (%)	
20	OAE	0,898	1,373 \pm 0,001	-52,9	-	-	-
	OAE2	0,375	0,481 \pm 0,001	-28,1	-	-	-
	OPD	0,327	0,258 \pm 0,001	21,0	-	-	-
21	OAE	1,476	1,703 \pm 0,001	-15,3	1,678 \pm 0,001	-13,6	0,013
	OAE2	0,468	0,613 \pm 0,001	-31,1	1,063 \pm 0,001	-127	0,225
	OPD	0,184	0,189 \pm 0,001	-2,90	0,192 \pm 0,001	-4,54	0,002
22	OAE	0,595	1,109 \pm 0,001	-86,4	0,865 \pm 0,001	-45,4	0,122
	OAE2	0,350	0,424 \pm 0,001	-21,2	0,423 \pm 0,001	-20,9	0,001
	OAD	0,189	0,161 \pm 0,001	14,9	0,139 \pm 0,001	26,6	0,011
	OPD	1,167	1,428 \pm 0,001	-22,4	1,410 \pm 0,001	-20,8	0,009
23	OAE	1,443	1,720 \pm 0,001	-19,2	1,764 \pm 0,001	-22,2	0,022
	OAE2	0,987	1,214 \pm 0,001	-23,0	1,200 \pm 0,001	-21,6	0,007
	OPD	0,239	0,257 \pm 0,001	-7,41	0,294 \pm 0,001	-22,9	0,019
24	OAE2	0,668	0,873 \pm 0,001	-30,6	0,886 \pm 0,001	-32,6	0,007
25	OAE	0,670	1,178 \pm 0,001	-75,9	1,129 \pm 0,001	-68,6	0,025
	OAE2	0,584	0,657 \pm 0,001	-12,5	0,644 \pm 0,001	-10,3	0,007
	OAE3	0,406	0,677 \pm 0,001	-66,8	0,589 \pm 0,001	-45,1	0,044
	OAD	0,100	0,110 \pm 0,001	-9,71	0,099 \pm 0,001	1,26	0,006
26	OAE	0,587	0,948 \pm 0,001	-61,6	0,917 \pm 0,001	-56,3	0,016
	OAE2	0,851	0,989 \pm 0,001	-16,2	0,945 \pm 0,001	-11,0	0,022
27	OAD	1,008	1,143 \pm 0,001	-13,4	-	-	-
	OAD2	0,871	0,931 \pm 0,001	-6,90	-	-	-
	OAE	0,120	0,015 \pm 0,001	-25,0	-	-	-
28	OAD	1,020	1,194 \pm 0,001	-17,0	1,316 \pm 0,001	-29,0	0,061
	OAD2	0,278	0,262 \pm 0,001	5,66	0,356 \pm 0,001	-28,2	0,047
	OAE	0,120	0,144 \pm 0,001	-19,7	0,138 \pm 0,001	-14,7	0,003
29	OAD	1,070	1,251 \pm 0,001	-16,9	1,269 \pm 0,001	-18,6	0,009
	OAD2	0,437	0,464 \pm 0,001	-6,18	0,461 \pm 0,001	-5,49	0,002
	OPE	0,227	0,314 \pm 0,001	-38,2	0,300 \pm 0,001	-32,1	0,007

Tabela 7.17: Resultados das medições *in vivo*.

P.	Campos	Cálculo (Gy)	Medição 1		Medição 2		D.pad. (Gy)
			Dose (Gy)	D. rel. (%)	Dose (Gy)	D. rel. (%)	
30	OAD	1,228	1,336 \pm 0,001	-8,77	1,323 \pm 0,001	-7,71	0,007
	OAD2	0,896	0,957 \pm 0,001	-6,86	0,937 \pm 0,001	-4,62	0,010
	OAE2	0,343	0,397 \pm 0,001	-15,8	0,384 \pm 0,001	-12,0	0,007
31	OAD	1,198	1,555 \pm 0,001	-29,8	1,463 \pm 0,001	-22,1	0,046
	OAD2	0,811	0,935 \pm 0,001	-15,2	0,907 \pm 0,001	-11,8	0,014
	OAE	0,165	0,144 \pm 0,001	12,7	0,257 \pm 0,001	-55,8	0,056
	OAE2	0,626	0,743 \pm 0,001	-18,6	0,744 \pm 0,001	-18,8	0,001
32	OAD	1,850	1,846 \pm 0,001	0,20	1,960 \pm 0,001	-5,96	0,057
	OAD2	0,650	0,718 \pm 0,001	-10,4	0,676 \pm 0,001	-3,95	0,021
33	OAD	1,242	1,421 \pm 0,001	-14,4	1,431 \pm 0,001	-15,2	0,005
	OAD2	0,684	0,752 \pm 0,001	-10,0	0,749 \pm 0,001	-9,57	0,002
	OAE	0,215	0,307 \pm 0,001	-42,5	0,266 \pm 0,001	-23,5	0,021
	OPE	0,190	0,307 \pm 0,001	-61,7	0,29 \pm 0,0011	-53,3	0,008
34	OAD	1,656	1,794 \pm 0,001	-8,36	1,760 \pm 0,001	-6,31	0,017
	OAD2	0,484	0,457 \pm 0,001	5,62	0,460 \pm 0,001	5,00	0,002
	OAE	0,207	0,259 \pm 0,001	-25,3	0,245 \pm 0,001	-18,5	0,007
35	OAD	1,160	1,361 \pm 0,001	-17,4	1,327 \pm 0,001	-14,4	0,017
	OAD2	0,682	0,688 \pm 0,001	-0,90	0,803 \pm 0,001	-17,8	0,058
	OAE	0,212	0,222 \pm 0,001	-4,52	0,231 \pm 0,001	-8,76	0,005
36	OAD	1,161	1,327 \pm 0,001	-14,3	-	-	-
	OAD2	0,472	0,500 \pm 0,001	-5,89	0,479 \pm 0,001	-1,89	0,011
	OPE	0,106	0,145 \pm 0,001	-36,3	0,107 \pm 0,001	-1,33	0,019
37	OAD	0,645	0,639 \pm 0,001	0,961	-	-	-
	OAD2	1,039	1,178 \pm 0,001	-13,3	1,094 \pm 0,001	-5,27	0,042
	OAD3	0,630	0,585 \pm 0,001	7,20	0,628 \pm 0,001	0,38	0,022
	OAE	0,168	0,289 \pm 0,001	-72,3	0,260 \pm 0,001	-55,0	0,015
38	OAD	1,631	2,116 \pm 0,001	-29,7	2,107 \pm 0,001	-29,2	0,004
	OAD2	0,764	0,916 \pm 0,001	-19,9	0,908 \pm 0,001	-18,8	0,004
	OAD3	0,423	0,491 \pm 0,001	-16,2	0,493 \pm 0,001	-16,7	0,001
39	OAD	1,563	1,636 \pm 0,001	-4,67	1,660 \pm 0,001	-6,21	0,012
	OAD2	0,547	0,553 \pm 0,001	-1,05	0,549 \pm 0,001	-0,32	0,002
	OPE	0,172	0,19 \pm 0,0010	-10,5	0,179 \pm 0,001	-4,11	0,006
40	OAD	1,639	1,794 \pm 0,001	-9,47	1,792 \pm 0,001	-9,35	0,001
	OAD2	0,432	0,584 \pm 0,001	-35,3	0,547 \pm 0,001	-26,8	0,019
	OPE	0,428	0,600 \pm 0,001	-40,1	0,554 \pm 0,001	-29,4	0,023
41	OAD	1,669	1,843 \pm 0,001	-10,4	1,840 \pm 0,001	-10,3	0,001
	OAD2	0,258	0,279 \pm 0,001	-8,03	0,324 \pm 0,001	-25,5	0,023
	OAE	0,252	0,231 \pm 0,001	8,38	0,175 \pm 0,001	30,6	0,028
	OPE	0,478	0,556 \pm 0,001	-16,4	0,574 \pm 0,001	-20,2	0,009

Tabela 7.18: Resultados das medições *in vivo* (continuação da tabela 7.17).

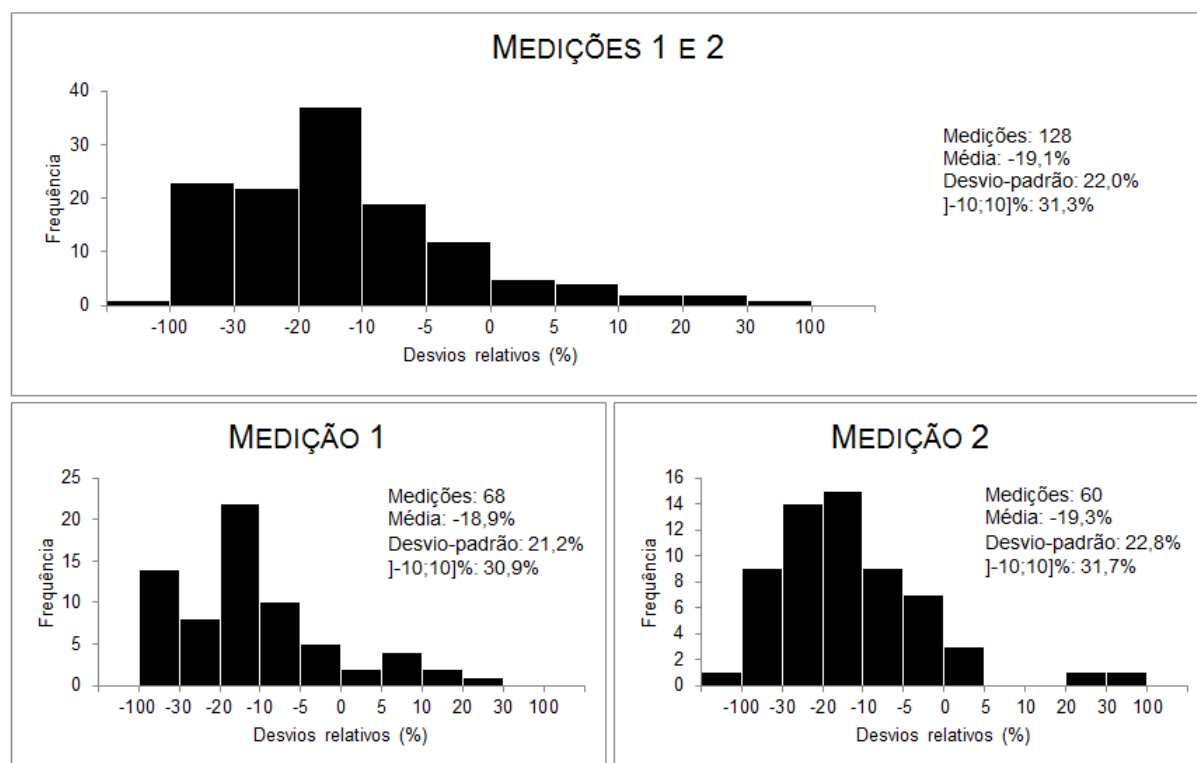


Figura 7.6: Histograma dos desvios relativos dos resultados de todas as medições *in vivo* (cima) e das primeiras e segundas medições das pacientes (esquerda e direita em baixo, respectivamente).

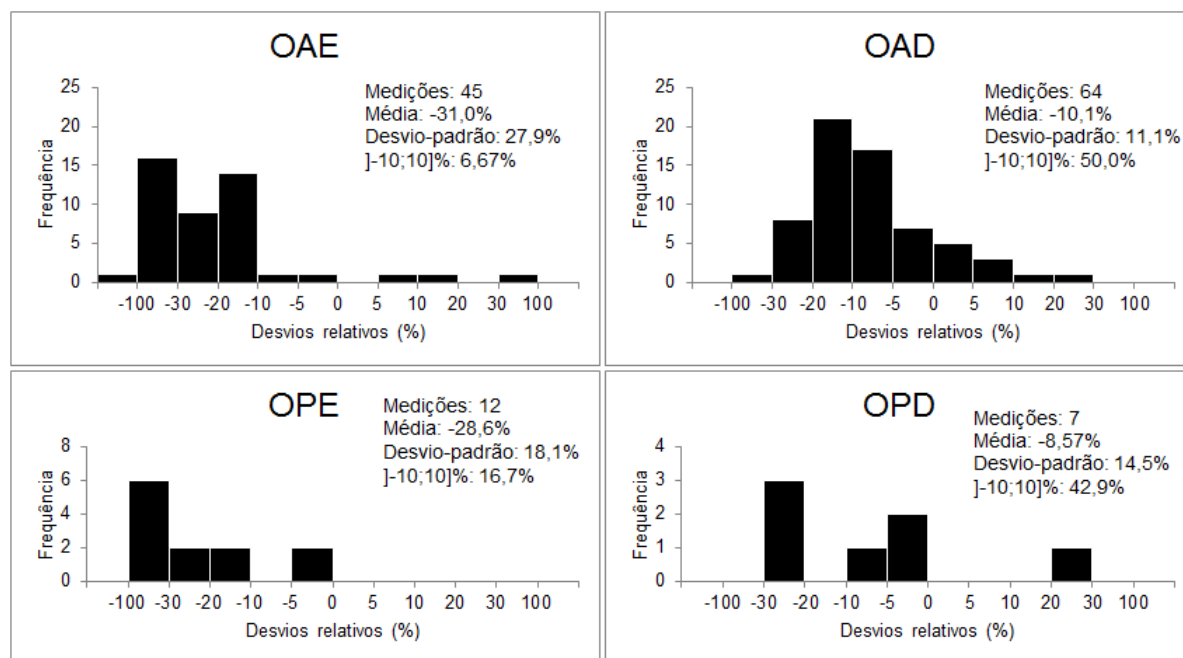


Figura 7.7: Histograma dos desvios relativos, por campo de tratamento, dos resultados de todas as medições *in vivo*.

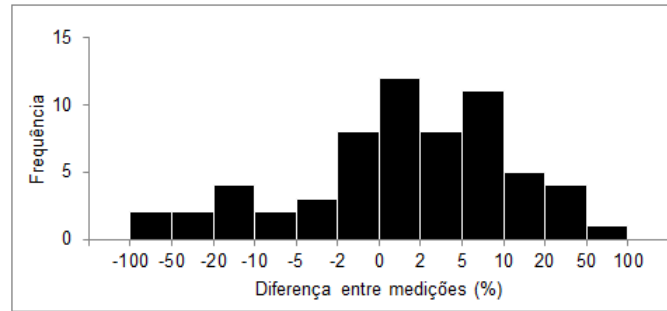


Figura 7.8: Reprodutibilidade do díodo: histograma das diferenças de dose (%) entre a primeira e segunda medições *in vivo*. Os dados completos encontram-se na tabela 10.7 - *Anexo C*.

7.6 Interpretação dos resultados clínicos

Nesta secção estão apresentados os resultados das medições e testes efectuados com o intuito de interpretar e explicar os dados *in vivo*. Uma tabela-resumo encontra-se no *Anexo D*.

7.6.1 Análise do gradiente de dose

Paciente	Campo	Gradiente de dose (%)	Paciente	Campo	Gradiente de dose (%)
20	OAE	13,2	24	OAD	9,86
	OAE2	7,12			
	OPD	14,8			
21	OAE	1,15	34	OAD	28,4
	OAE2	14,1		OAD2	14,3
	OPD	10,6		OAE	21,5
22	OAE	20,5	33	OAD	1,28
	OAE2	11,0		OAD2	3,10
	OAD	35,6		OAE	15,4
	OPD	5,78		OPE	4,10
23	OAE	1,88	35	OAD	2,02
	OAE2	3,81		OAD2	4,17
	OPD	13,4		OAE	10,1
25	OAE	24,7	37	OAD	5,88
	OAE2	3,24		OAD2	4,14
	OAE3	23,2		OAD3	2,88
	OAD	5,45		OAE	17,4
26	OAE	19,6	32	OAD	3,25
	OAE2	5,15		OAD2	9,19
27	OAD	1,50	36	OAD	3,73
	OAD2	1,62		OAD2	7,12
	OAE	5,39		OPE	25,7

Tabela 7.19: Gradiente de dose por campo de tratamento de cada paciente: percentagem de diferença de dose num raio de 0,5 cm a partir do ponto de cálculo.

Paciente	Campo	Gradiente de dose (%)	Paciente	Campo	Gradiente de dose (%)
28	OAD	17,2	38	OAD	3,88
	OAD2	16,7		OAD2	0,95
	OAE	4,60		OAD3	3,50
29	OAD	5,95	39	OAD	0,80
	OAD2	15,5		OAD2	7,61
	OPE	22,3		OPE	13,7
30	OAD	1,69	40	OAD	1,71
	OAD2	1,65		OAD2	14,3
	OAE	5,17		OPE	9,23
31	OAD	4,00	41	OAD	1,53
	OAD2	1,35		OAD2	0,94
	OAE	11,4		OAE	15,4
	OPE	29,3		OAE2	3,04

Tabela 7.20: Gradiente de dose por campo de tratamento de cada paciente: percentagem de diferença de dose num raio de 0,5 cm a partir do ponto de cálculo (continuação da tabela 7.19).

7.6.2 Estudo da influência da inclinação do feixe de radiação

Campos	Leitura do díodo (Gy)		Desvio relativo (%)
	Não inclinado	Inclinado	
OAD	0,937 \pm 0,001	0,916 \pm 0,001	2,24
OAD2	0,664 \pm 0,001	0,641 \pm 0,001	3,46
OAE	0,231 \pm 0,001	0,223 \pm 0,001	3,46
OPE	0,672 \pm 0,001	0,660 \pm 0,001	1,79
OPE2	0,938 \pm 0,001	0,908 \pm 0,001	3,20

Tabela 7.21: Resultados das medições do díodo posicionado horizontalmente e inclinado no fantoma.

7.6.3 Avaliação do QA: análise gama

Paciente	Análise gama (%)	Paciente	Análise Gama (%)	Paciente	Análise Gama (%)
20	97,8	28	91,0	35	91,6
21	95,0	29	93,0	36	93,3
22	95,9	30	93,8	37	97,4
23	96,9	31	92,6	38	95,2
24	97,0	32	96,0	39	95,6
25	97,7	33	94,8	40	97,5
26	96,4	34	96,2	41	97,4
27	97,5				

Tabela 7.22: Resultado da análise gama do QA de cada paciente: percentagem de pontos que passou na análise.

7.6.4 Medição com díodo no *ArcCHECK*

Paciente	Campo	Cálculo (Gy)	Medição díodo (Gy)	Desvio relativo (%)
20	OAE	0,995	1,33	-33,7
	OAE2	0,443	0,501	-13,1
	OPD	0,353	0,367	-3,97
22	OAE	0,638	0,741	-16,1
	OAE2	0,392	0,441	-12,5
	OAD	0,217	0,301	-38,7
23	OAE	1,53	1,92	-25,0
	OAE2	1,08	1,34	-24,2
	OPD	0,264	0,298	-12,9
24	OAE2	0,754	0,908	-20,4
25	OAE	0,724	1,15	-58,8
	OAE3	0,496	0,499	-0,60
26	OAE	0,673	0,879	-30,6
	OAE2	0,958	1,11	-15,6
27	OAD	1,08	1,25	-15,4
	OAD2	0,952	1,05	-10,7
	OAE	0,147	0,170	-15,6
33	OAE	0,251	0,292	-16,3
	OPE	0,211	0,315	-49,3
38	OAD	1,73	2,26	-30,5
	OAD2	0,824	1,02	-24,3
	OAD3	0,473	0,558	-18,0
40	OAD	1,82	2,05	-13,0
	OAD2	0,540	0,635	-17,6

Tabela 7.23: Resultados das medições com o díodo colocado no fantoma *ArcCHECK*. O desvio relativo corresponde à diferença relativa entre os valores de dose calculados e os medidos pelo díodo.

7.6.5 Avaliação do CBCT

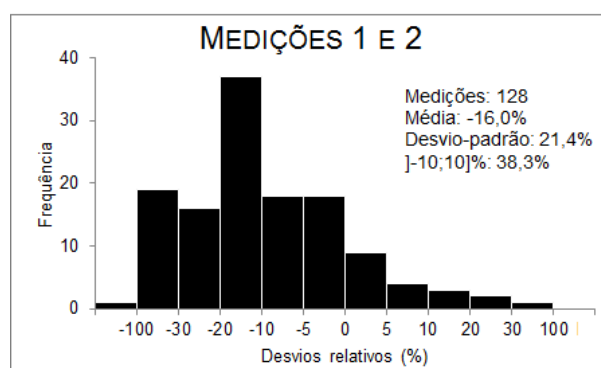
Paciente	Campo	Desvio (mm)		Paciente	Campo	Desvio (mm)	
		Fracção 1	Fracção 2			Fracção 1	Fracção 2
22	OAE	0 ±1	0 ±1	33	OAD	4 ±1	0 ±1
	OAE2	0 ±1	0 ±1		OAD2	4 ±1	2 ±1
	OAD	0 ±1	2 ±1		OAE	10 ±1	0 ±1
	OPD	5 ±1	0 ±1		OPE	5 ±1	0 ±1
24	OAE2	2 ±1	3 ±1	38	OAD	5 ±1	0 ±1
25	OAE	0 ±1	0 ±1		OAD2	5 ±1	0 ±1
	OAE2	0 ±1	0 ±1		OAD2	5 ±1	0 ±1
	OAE3	2 ±1	0 ±1		OAD3	7 ±1	0 ±1
	OAD	3 ±1	3 ±1	40	OAD	0 ±1	3 ±1
26	OAE	0 ±1	5 ±1		OAD2	0 ±1	2 ±1
	OAE2	0 ±1	0 ±1		OPE	2 ±1	2 ±1

Tabela 7.24: Resultados da análise dos CBCTs correspondentes às fracções de tratamento onde foi efectuada dosimetria *in vivo*

7.6.6 Recalibração em dose

Dosímetro	Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	Desvio-padrão
	(Gy)				
Díodo 10148	0,975	0,973	0,973	0,974	0,001
CI	0,982	0,982	0,983	0,982	0,000
Díodo 10147	0,979	0,975	-	0,977	0,002
CI	0,982	0,982	-	0,982	0,000
CI (sem sombra do díodo)	0,999	0,996	0,998	0,998	0,001

Tabela 7.25: Resultados das medições em condições de referência com os vários dosímetros: cada um dos díodos em simultâneo com a CI e apenas a CI.

Figura 7.9: Histograma dos desvios relativos de todas as medições *in vivo* com a aplicação de um factor de correcção resultante da calibração do díodo em dose.

Paciente	Campo	Desvios relativos (%)			
		Medição 1		Medição 2	
		<i>In vivo</i>	Recalibração	<i>In vivo</i>	Recalibração
20	OAE	-52,9	-48,9	-	-
	OAE2	-28,1	-24,8	-	-
	OPD	21,0	23,0	-	-
21	OAE	-15,3	-12,3	-13,6	-10,7
	OAE2	-31,1	-27,7	-127	-121
	OPD	-2,90	-0,23	-4,54	-1,82
22	OAE	-86,4	-81,6	-45,4	-41,6
	OAE2	-21,2	-18,1	-20,9	-17,8
	OAD	14,9	17,1	26,6	28,5
	OPD	-22,4	-19,2	-20,8	-17,7
23	OAE	-19,2	-16,1	-22,2	-19,0
	OAE2	-23,0	-19,8	-21,6	-18,4
	OPD	-7,41	-4,62	-22,9	-19,7
24	OAE2	-30,6	-27,2	-32,6	-29,1
25	OAE	-75,9	-71,3	-68,6	-64,2
	OAE2	-12,5	-9,59	-10,3	-7,42
	OAE3	-66,8	-62,5	-45,1	-41,4
	OAD	-9,71	-6,86	1,26	3,83
26	OAE	-61,6	-57,4	-56,3	-52,3
	OAE2	-16,2	-13,2	-11,0	-8,15
27	OAD	-13,4	-10,5	-	-
	OAD2	-6,90	-4,12	-	-
	OAE	-25,0	-21,8	-	-
28	OAD	-17,0	-14,0	-29,0	-25,6
	OAD2	5,66	8,12	-28,2	-24,8
	OAE	-19,7	-16,6	-14,3	-11,7
29	OAD	-16,9	-13,8	-18,6	-17,0
	OAD2	-6,18	-3,42	-5,49	-15,5
	OPE	-38,2	-34,7	-32,1	-2,75
30	OAD	-8,77	-5,94	-7,71	-4,91
	OAD2	-6,86	-4,08	-4,62	-1,90
	OAE2	-15,8	-12,8	-12,0	-9,11
31	OAD	-29,8	-26,5	-22,1	-19,0
	OAD2	-15,2	-12,2	-11,8	-8,87
	OAE	12,7	15,0	-55,8	-51,7
	OAE2	-18,6	-15,6	-18,8	-15,7

Tabela 7.26: Desvios relativos dos resultados *in vivo* multiplicados pelo factor de recalibração em dose (0,974).

Desvios relativos (%)					
Paciente	Campo	Medição 1		Medição 2	
		<i>In vivo</i>	Recalibração	<i>In vivo</i>	Recalibração
32	OAD	0,20	2,80	-5,96	-3,21
	OAD2	-10,4	-7,53	-3,95	-1,24
33	OAD	-14,4	-11,4	-15,2	-12,2
	OAD2	-10,0	-7,15	-9,57	-6,72
	OAE	-42,5	-38,8	-23,5	-20,2
	OAE2	-61,7	-57,5	-53,3	-49,3
34	OAD	-8,36	-5,54	-6,31	-3,54
	OAD2	5,62	8,07	5,00	7,47
	OAE	-25,3	-22,0	-18,5	-15,4
35	OAD	-17,4	-14,3	-14,4	-11,5
	OAD2	-0,90	1,72	-17,8	-14,7
	OAE	-4,52	-1,80	-8,76	-5,93
36	OAD	-14,3	-11,3	36,3	37,9
	OAD2	-5,89	-3,13	-1,44	1,20
	OPE	-36,3	-32,7	-0,56	2,05
37	OAD	0,96	3,54	-19,7	-16,5
	OAD2	-13,3	-10,4	-5,27	-2,53
	OAD3	7,20	9,61	0,38	2,97
	OAE	-72,3	-67,8	-55,0	-51,0
38	OAD	-29,7	-26,4	-29,2	-25,8
	OAD2	-19,9	-16,8	-18,8	-15,8
	OAD3	-16,2	-13,2	-16,7	-13,6
39	OAD	-4,67	-1,95	-6,21	-3,45
	OAD2	-1,05	1,58	-0,32	2,29
	OPE	-10,5	-7,63	-4,11	-1,40
40	OAD	-9,47	-6,63	-9,35	-6,51
	OAD2	-35,3	-31,8	-26,8	-23,5
	OPE	-40,1	-36,5	-29,4	-26,0
41	OAD	-10,4	-7,57	-10,3	-7,40
	OAD2	-8,03	-5,22	-25,5	-22,2
	OAE	8,38	10,8	30,6	32,4
	OPE	-16,4	-13,4	-20,2	-17,0

Tabela 7.27: Desvios relativos dos resultados *in vivo* multiplicados pelo factor de recalibração em dose (0,974) — continuação da tabela 7.26.

Capítulo 8

Discussão

8.1 Validação dos díodos antes da sua utilização clínica

No primeiro teste da fase de validação dos díodos relativo à avaliação da estabilidade do seu sinal obteve-se um coeficiente de variação de Pearson, em ambos os díodos, inferior a 0,01% ($\ll 1\%$), inferindo-se que estes apresentavam um sinal muito estável (desvios-padrão de 2,5–4,0 ADU).

No estudo da linearidade da resposta/dose dos díodos não foram depositadas mais do que 700 UM de uma só vez, pois a partir deste valor o electrómetro entra em saturação, não tendo capacidade para medir tais quantidades. Analisando os gráficos da figura 7.1 verificamos que, em ambos os casos, a relação destas duas variáveis (UM depositadas e leitura do díodo) é linear. Como o coeficiente de determinação (R^2) é de 1, significa que a variável *leitura do díodo* é explicada em 100% pela variável *UM depositadas*. Uma vez que o resultado da razão (6.1) dos dois díodos se encontra no intervalo [0,98;1,02], confirma-se a linearidade da resposta/dose dos mesmos.

Tendo em conta os resultados desta primeira etapa, o díodo 10148 foi considerado o detector de referência, visto que apresentou melhores resultados relativamente à corrente de fuga (0,01 ADU/s). Apesar do díodo 10147 ter apresentado óptimos resultados nas restantes medições, os resultados da corrente de fuga foram preponderantes na escolha do detector de referência porque revelam estabilidade com o tempo e uso, tonando-se mais fiável. Por este motivo, o díodo 10148 foi

utilizado em todas as medições seguintes, incluindo as medições *in vivo*.

8.2 Calibração do díodo de referência para a medição da dose de entrada

Relativamente aos factores de correcção, a diminuição da SSD leva a uma diminuição dos mesmos e a alteração do ângulo de incidência de 0° para 45° implica um aumento dos factores de correcção. Verificou-se que a variação da dimensão de campo resulta em ligeiras alterações nos factores de correcção (1–2%). Com esta fase, conclui-se que, de todos os parâmetros testados, é a alteração do ângulo de incidência do feixe, quando os restantes parâmetros (SSD e dimensão do campo) estão fixos, que gera resultados que requerem uma maior correcção (até 10%). Nas correcções associadas ao ângulo de incidência entra a dependência angular da CI que influencia a determinação dos factores de correcção. Estes resultados vão de encontro aos dos estudos da ESTRO, onde também se verifica uma maior dependência das medições com o ângulo de incidência do feixe de radiação [40]. Os factores de correcção determinados encontram-se no intervalo [0,98;1,10], sendo a média de 1,03 e o desvio-padrão de 0,04 (tabelas 7.6, 7.7 e 7.8).

O aumento do ângulo de incidência levou a que a dose medida pelo díodo diminuísse (1–4%) para as mesmas SSD e dimensão do campo. Pelo contrário, houve um aumento da leitura da CI. Isto tem a ver com a diferente

resposta dos detectores à dose e com o facto de com a gantry a 0° o díodo fazer sombra na CI e a 45° os dois detectores não estarem a ser directamente irradiados.

8.3 Validação do sistema de medição

Os resultados do *método 0* não foram satisfatórios com desvios relativos até $\pm 70\%$, entre a medição e o cálculo, em alguns campos de radiação (tabela 7.9). Apenas foram executadas medições de planos de duas pacientes com este método, devido ao facto de os resultados obtidos não serem os esperados. Uma possível justificação para estes resultados é o facto das medições no fantoma terem sido comparadas com a distribuição de dose do plano clínico da paciente em questão e não com o plano do fantoma, apesar do fantoma ser de material equivalente a água e simular a composição do organismo humano. Este procedimento encurtava o processamento dos dados porque não precisávamos de recalcular o plano no fantoma e como a dose medida era superficial poderia não haver diferenças. Uma vez que foram obtidas discrepâncias significativas, decidiu-se fazer um cálculo suplementar da distribuição de dose no fantoma de placas, de modo a que a medição fosse realizada nas mesmas condições do cálculo. Como tal, recorreu-se a uma TAC do fantoma e procedeu-se a um novo cálculo da dose, considerando as características do fantoma de placas. Desta forma, todos os resultados seguintes desta fase foram confrontados com a distribuição de dose do plano do fantoma ao invés de comparados com a distribuição de dose do plano clínico, como aconteceu no *método 0*.

Com o *método 1* os resultados foram positivos, uma vez que a diferença da dose total no ponto de medição entre o cálculo e a medição com o díodo, para as duas pacientes medidas, não ultrapassou os 7% (tabela 7.10). Com estes resultados comprovou-se que a comparação das medições com o plano clínico (*método 0*) não é viável, sendo imprescindível a realização de um novo cálculo de dose para o fantoma. Para as mesmas pacientes, com o *método 2*, não foram obtidos bons

resultados com o díodo (desvios relativos entre a medição e o cálculo da ordem dos 30%). Relativamente aos valores de dose medidos em cada campo nestas pacientes com o *método 2* (tabela 7.12), é possível verificar desvios relativos inferiores a 14% em certos campos e muito superiores nos restantes campos. Isto deveu-se ao facto do díodo, nestes campos com piores resultados, não estar a ser directamente irradiado por não estar posicionado no centro do campo e encontrar-se durante algum tempo na “sombra” das lâminas do MLC, não colectando um sinal suficientemente forte. Uma outra possível razão para a discrepância dos resultados é relativa aos factores de correcção referentes ao ângulo de incidência do feixe. Estes podem não estar a ser devidamente aplicados, pois o díodo é irradiado com várias direcções, incluindo angulações superiores a 45°, as quais não têm factor de correcção determinado que possa ser aplicado. Em oposição, com o *método 2*, a câmara de ionização obteve uma leitura de dose com desvios relativos até 8% relativamente à dose calculada, indicando que a montagem do fantoma estava correcta e que o acelerador linear depositava correctamente a dose (tabela 7.11).

O *método 2* foi descartado do estudo devido aos seus resultados e foi estudada uma nova abordagem (*método 3*) que consistiu em medir a dose a $d_{\text{máx}}$ no centro do feixe e para cada campo de radiação com as respectivas angulações da gantry do plano clínico. Deste modo, ao encontrar-se no centro do campo, o díodo estava a ser directamente irradiado durante grande parte da irradiação. Em paralelo, foram feitas medições com o *método 1* para as mesmas pacientes, e se possível no mesmo dia, permitindo uma comparação dos dois métodos nas mesmas condições. Esta comparação encontra-se na figura 7.3 onde, numa primeira análise, é possível concluir que o *método 1* obteve melhores resultados pois apresentou uma maior percentagem de medições com desvios no intervalo $]-5; 5]\%$ entre o cálculo e a medição com o díodo. Isto deve-se ao facto da montagem do *método 1* ser muito simples e estável, não lidando com alterações durante a medição, uma vez que a posição do díodo não é modificada e a irra-

dição é executada sempre a 0° .

Relativamente aos resultados obtidos com o *método 1* sobre a dose total de todos os campos medidos, referentes à tabela 7.13, é possível verificar na figura 7.2 que os desvios obtidos, entre o cálculo e a medição com o diodo, de 15 das 18 medições encontram-se no intervalo $]2;8]\%$ e de 8 das 18 medições encontram-se no intervalo $]-5;5]\%$, sendo a média destes desvios relativos de 4,40%. Comparando com os resultados das medições de dose de cada campo de todos os pacientes medidos (figura 7.3 – esquerda), a média dos desvios relativos é ligeiramente superior, podendo ser explicada pelo facto de, quando analisada a dose total depositada na paciente (figura 7.2), pode haver compensação na contribuição dos diferentes campos. Analisando os resultados por campo de radiação (figura 7.4), verificamos que foram os campos OAE e OPD que obtiveram as melhores médias de desvios relativos e as maiores proporções de desvios relativos presentes no intervalo $]-5;5]\%$: 21/39 e 19/42, respectivamente. Como no *método 1* a gantry se encontrava sempre com um ângulo de 0° relativamente ao diodo, é descartada a hipótese da influência da direcção de incidência do feixe como explicação dos desvios superiores a 20% e inferiores a -20%. Tal como é refutada a justificação do posicionamento do diodo, uma vez que este era posicionado no início da medição, mantendo-se no mesmo lugar até ao final da mesma. Esta discrepância pode ter-se devido a imprecisões na obtenção dos valores do cálculo pois estamos a lidar com doses superficiais e elevados gradientes que se traduzem em alterações repentinas da dose. Contudo, estes resultados traduzem o bom funcionamento do diodo quando irradiado verticalmente, isto é, quando o feixe de radiação incide no diodo com um ângulo de 0° (*método 1*), visto que a média dos desvios relativos obtidos não ultrapassa os 5%.

Com o *método 3* não foi feita medição com a câmara de ionização, pois esta e o diodo estariam a medir doses de pontos diferentes, uma vez que o diodo foi posicionado nas várias faces do fantoma e a CI estaria sempre na mesma posição. Também não foram executadas medições de alguns campos de radiação

posteriores pois a mesa de tratamento impossibilitou a colocação do diodo no fantoma, tendo sido medidos, maioritariamente, campos anteriores. Obteve-se uma vasta gama de desvios entre o valor esperado (cálculo) e o medido, que vão desde -60% até 100%, sendo que mais de metade dos desvios encontram-se do intervalo $]-10;10]\%$ (figura 7.3 – direita). Os desvios fora do intervalo $]-10;10]\%$ são, na sua maioria, resultantes das medições dos campos OAD que, tal como no *método 1*, obtiveram maus resultados (média de 12,4%), apesar de em todos os campos terem sido registados desvios superiores a 10% e inferiores a -10% (figura 7.5). Um estudo mais profundo sobre o MLC podia ter sido efectuado, com o objectivo de verificar a ocorrência do posicionamento do diodo na sombra do MLC. Contudo, este campo anterior pode implicar uma maior acção do MLC devido ao facto dos feixes de radiação poderem estarem na direcção de órgãos de risco como o coração e os pulmões.

O *método 3* difere do *método 1* na medida em que a gantry apresenta as angulações do plano clínico e, deste modo, o diodo é posicionado em pontos diferentes do fantoma de acordo com a localização do centro de cada campo de radiação. O *método 1* revelou-se estável e proporcionou bons resultados, uma vez que não lida com a alteração do posicionamento do diodo, o que pode constituir fontes de erro no *método 3*. De um modo geral, o *método 1* obteve melhores resultados relativamente ao *método 3*, na medida em que uma maior percentagem dos desvios relativos das medições se encontra no intervalo $]-10;10]\%$: 84,4%. Com o *método 3* esta percentagem foi de 61,0%. Nas medições com este método, em alguns casos, o diodo permaneceu levantado durante a mesma, resultando na incidência do feixe com ligeiras inclinações. Foi estudada a influência deste facto na leitura de dose pelo diodo (*secção 7.6.2*), e revelou-se não ser significativa, não sendo, assim, justificação para esta discrepância de resultados entre os *métodos 1* e *3*. Esta hipótese foi discutida na *secção 8.4*.

Apesar do *método 1* ter obtido melhores resultados relativamente ao cálculo, este não é exequível *in vivo* uma vez que, durante o tra-

tamento, a gantry assume as angulações definidas no plano, não sendo possível o dódo ser irradiado exclusivamente na vertical. O *método 1* não espelha a realidade clínica sendo, na prática, o *método 3* o que mais se assemelha ao que acontece nas medições nas pacientes. Deste modo, esta fase constituiu uma antevisão dos resultados e dificuldades esperados na fase de dosimetria *in vivo*.

8.4 Medições *in vivo* e interpretação dos resultados clínicos

A média dos desvios relativos foi de $-19,1\%$, não diferindo muito da primeira para a segunda medição, e $31,3\%$ das medições encontram-se no intervalo $]-10;10]\%$ relativamente aos desvios relativos entre o cálculo e a medição. Houve uma grande dispersão dos resultados, na medida em que o desvio-padrão dos desvios relativos é $22,0\%$.

Numa análise global dos resultados *in vivo*, verifica-se uma predominância de desvios relativos negativos (maioritariamente $< -10\%$) entre o cálculo e a medição na paciente (figura 7.6), o que significa que foram medidos valores de dose superiores aos respectivos de referência (cálculo). Este facto pode estar relacionado com o desempenho do acelerador linear que, em alguns casos, pode não ter sido capaz de depositar a dose exactamente correcta (pontos quentes de dose). Esta hipótese foi explorada e será discutida adiante.

O estudo da influência da incidência do feixe com inclinação resultou em leituras de dose do dódo com desvios relativos da ordem dos 3% no máximo, tomando como valor de referência a medição executada com o dódo na horizontal (tabela 7.21). Isto significa que a inclinação do dódo não tem efeito significativo na detecção de dose pelo mesmo, não explicando alguns resultados *in vivo*, em concreto aqueles cuja medição foi realizada com o dódo ligeiramente inclinado devido às características da mama e da localização da projecção do centro do campo na mesma.

Constatou-se que em mamas pequenas e não flácidas o posicionamento do dódo na

projecção do centro do campo foi fácil, não ficando levantado durante a medição, o que permitiu a incidência do feixe de radiação com um ângulo de 0° . Nestes casos (pacientes 26, 29, 34, 36 e 40) não houve evidência clara de um padrão de bons resultados relativamente aos desvios relativos obtidos entre o cálculo e a medição, confirmando que a incidência do feixe com inclinação não tem influência significativa.

Os resultados cujos desvios relativos foram superiores a 20% e inferiores a -20% podem ter ocorrido devido a vários factores: posicionamento do dódo, características da mama medida, desvios no posicionamento da paciente e desempenho do dódo e do acelerador linear.

Factores externos, como o stress e a pressa, podem ter influenciado, de um modo geral, as medições, concretamente o posicionamento do dódo. O resultado da segunda medição do campo OAE2 da paciente 21 foi um desvio relativo exagerado (-127%) que pode ser um exemplo da consequência destes factores. Teria sido útil a repetição da medição desta paciente mas dificuldades de agendamento não o permitiram.

Uma vez que a calibração do dódo foi realizada em função da resposta da CI no fantoma, é necessário considerar a diferença de resposta desta quando a medição é executada em água (pacientes) e não em placas (fantoma): $0,5-1\%$. Este facto pode ter influenciado, de um modo geral, os resultados obtidos.

8.4.1 Interpretação dos resultados com os dados de QA

A análise gama efectuada nos QAs de pré-tratamento é geral e é o resultado da medição de todos os campos de radiação, não permitindo a análise por campo individual. Assim, pode ter havido compensação de dose de um campo para outro, isto é, uma dose superior num campo pode ter compensado uma dose inferior noutro campo e vice-versa. De qualquer modo, é possível estabelecer uma relação entre a dose total medida no QA pelo fantoma *ArcCHECK* e a respectiva calculada com os resultados *in vivo*. Bons resultados da análise

gama revelam, de um modo geral, um correcto desempenho do acelerador linear na deposição do plano de dose e, assim, eliminam este factor como explicação de alguns resultados *in vivo*.

Nas pacientes 21, 28, 29, 30, 31, 33, 35, 36 e 38, o QA originou uma análise gama 91–95%, tendo ocorrido pontos quentes no plano do isocentro, ou seja, foi depositada uma dose superior à calculada. Desta forma, é possível justificar os maus resultados com o desempenho do acelerador que não foi exactamente de acordo com o suposto. No entanto, pode ter havido compensação de dose de um campo para outro pelo que não podemos estabelecer relação, com 100% de certeza, entre o desempenho do acelerador linear e a medição *in vivo* com os díodos. Para trabalho futuro, seria interessante medir, individualmente no fantoma *ArcCHECK*, o campo ou campos que deram piores resultados na medição *in vivo*, de modo a verificar o desempenho do acelerador em cada caso.

Nos QAs dos pacientes 22, 23, 24, 26, 32, 34, 37, 39 e 41, a análise gama foi de 95,5–97%, não tendo ocorrido pontos quentes no plano do isocentro. Assim, não podemos justificar os piores desvios relativos, entre o cálculo e a medição, com o desempenho do acelerador linear. Nos QAs excelentes, que resultaram numa análise gama igual ou superior a 97,5% (pacientes 20, 25, 27 e 40), a comparação entre o plano medido pelo *ArcCHECK* e o calculado foi perfeita, o que significa que o acelerador conseguiu desempenhar o previsto, não justificando, com certeza, os maus resultados da medição *in vivo*. Mais adiante, serão apresentadas e discutidas possíveis causas para os resultados que não podem ser justificados pelo desempenho do acelerador linear.

Com a análise dos QAs, é de concluir que o facto dos resultados dos desvios relativos serem maioritariamente negativos deve-se ao desempenho do acelerador linear que, em alguns casos, depositou uma dose ligeiramente superior à prevista.

8.4.2 Interpretação dos resultados com recurso à análise do gradiente de dose

A análise da variação de dose num raio de 0,5 cm, a partir do ponto de medição, permitiu confirmar a existência de elevados gradientes na região de medição ($>10\%$) em alguns campos de alguns pacientes (tabelas 7.19 e 7.20).

O impreciso posicionamento do díodo associado a regiões de elevado gradiente de dose resultaram em diferenças elevadas entre o valor do cálculo e da medição *in vivo*, porque implicam a leitura de um ponto de dose diferente do previsto. Estes factores justificam os resultados das pacientes 20 (OPD), 21 (OAE2), 22 (OAE2 e OAD), 28 (OAD e OAD2), 29 (OPE), 30 (OAE2), 31 (OAE), 33 (OAE e OPE), 34 (OAE), 36 (OPE) e 40 (OAD2 e OPE), cujos desvios encontram-se fora do intervalo $[-15; 15]\%$, tendo em conta os gradientes de dose das respectivas regiões de medição. No caso da paciente 20, a medição no fantoma *ArcCHECK* resultou num desvio relativo reduzido (-4%), confirmando imprecisão no posicionamento do díodo na medição *in vivo*. Do mesmo modo, a medição da fracção 2 da paciente 36 produziu um desvio de -1% e a medição da fracção 1 da paciente 14344 obteve um desvio de 5% .

Em certas regiões de medição, o gradiente de dose não é significativo de tal forma que justifique os desvios elevados obtidos. Esta situação verifica-se nas pacientes 28 (OAE), 31 (OAD, OAD2 e OAE2), 35 e 36. No entanto, tendo em conta o resultado dos QAs (91–93%), o desempenho do acelerador linear pode ter tido influência nas medições, na medida em que não foi perfeito na deposição de dose no plano do isocentro.

8.4.3 Interpretação dos resultados com as medições no fantoma *ArcCHECK*, com os dados dos CBCTs e da recalibração

Algumas medições obtiveram desvios relativos elevados que, aparentemente, não apresentam explicação óbvia para tal. O gradiente de dose da região de medição pode ser considerável mas não significativo o suficiente que

justifique desvios $< -28\%$, como se verifica nas pacientes 20 (OAE e OAE2), 22 (OAE), 24 e 37 (OAE). A medição destas quatro pacientes no fantoma *ArcCHECK* produziu, de um modo geral, desvios relativos razoáveis em todos os campos das pacientes, considerando o gradiente de dose. Os desvios obtidos *in vivo* das pacientes 25 (OAE e OAE3) e 26 (OAE) foram $< -45\%$ e no fantoma *ArcCHECK* foram, respectivamente, -30% , -59% e -1% , factos não justificáveis apenas com o gradiente de dose ser $>20\%$. Nas medições destas seis pacientes com o dódio colocado sobre o fantoma *ArcCHECK*, os desvios relativos obtidos foram inferiores aos *in vivo*. Isto deveu-se ao facto da geometria do fantoma ser muito mais simples que o paciente, o que confirma a dificuldade de realizar medições em pacientes, independentemente das regiões de dose apresentarem elevados gradientes de dose. As medições *in vivo* têm associadas muitas variáveis que acrescentam dificuldade ao processo de medição.

Nas pacientes 23 (OAE e OAE2), 27 (OAD e OAE) e 38, as regiões de medição não apresentam gradientes de dose significativos (até 5%) e as medições *in vivo* resultaram em desvios $< -13\%$, concordantes com os do *ArcCHECK*.

Em todos os planos destas nove pacientes, o acelerador linear teve um bom desempenho na deposição da dose (QAs de $95 - 98\%$), portanto, foram analisados os CBCTs adquiridos nas fracções de tratamento das pacientes que aparentavam não ter explicação para os seus resultados. Esta análise foi inconclusiva, para além de que não é prova de que a paciente não se tenha movimentado durante o tratamento, uma vez que não se encontra imobilizada. Assim, considerando todos os dados que temos, não é possível explicar os resultados destas pacientes, que correspondem a 20% dos campos medidos.

Nas pacientes 22 (OAD e OPD), 24, 25 (OAE3 e OAD), 26 (OAE) e 40 a análise dos CBCTs revela desvios até 5 mm na posição do paciente que, em conjunto, com desvios no posicionamento do dódio, podem ter influenciado os resultados obtidos, considerando o gradiente de dose das regiões de medição.

Com a recalibração em dose e a aplicação do factor resultante em todos os dados, registou-se, na generalidade, uma diminuição dos desvios relativos (tabelas 7.26 e 7.27). A média dos desvios relativos diminuiu 3% em valor absoluto (-16%) e a percentagem de valores pertencentes ao intervalo $]-10,10]\%$ passou de 31% para 38% .

8.4.4 Reprodutibilidade do dódio

Ao longo da fase de dosimetria *in vivo*, várias medições revelaram a reprodutibilidade do dódio, visto que os resultados foram consistentes de uma fracção para outra. Os desvios relativos obtidos nas pacientes 24, 26, 29, 30, 31, 33 e 38 são exemplos disso. As pacientes 23 e 38 obtiveram, no geral, desvios relativos elevados mas consistentes entre fracções e concordantes com a medição no *ArcCHECK*. Para além de relativamente consistentes, os resultados das pacientes 32, 34 e 39 foram bons ($\pm 10\%$), apesar das regiões de medição apresentarem gradientes de dose significativos.

Na tabela 10.7 (*Anexo C*) está patente a diferença de dose, em percentagem, entre a primeira e a segunda medições *in vivo*, por campo de tratamento, para cada uma das 20 pacientes. Não é visível nenhum padrão, verificando-se em alguns campos diferenças muito reduzidas e em outros, diferenças acentuadas. A discrepância dos resultados pode dever-se ao desempenho do dódio ou a diferenças no posicionamento do dódio e da paciente, de uma medição para a outra, sendo difícil de ter noção das mesmas e da sua influência. Contudo, o dódio revelou-se consistente e reprodutível nas duas medições de cada paciente, uma vez que cerca de $71,0\%$ das medições apresentam diferenças entre fracções no intervalo $]-10,10]\%$.

8.5 Revisão e trabalho futuro

Existem alguns estudos de dosimetria *in vivo* com díodos em IMRT. Alaie *et al.* [42] utilizaram um método semelhante ao descrito neste projecto e executaram medições num fantoma e em pacientes de várias patologias — cabeça e pescoço e tronco (próstata e outros).

Nos pacientes de cabeça e pescoço o diodo foi colocado na máscara de imobilização. Foi reportada uma diferença média de 7% entre as doses medida *in vivo* e calculada, sendo que 30% das medições resultaram em desvios de $\pm 5\%$ e 76% de $\pm 10\%$. As medições correspondentes no fantoma produziram um desvio médio de 3,1%. A diferença entre os resultados *in vivo* e do fantoma foi assumida como sendo devida à precisão do posicionamento do diodo no fantoma, à resposta elevada do diodo a SSDs reduzidas para os casos de tronco, e à colocação do diodo na máscara nos pacientes de cabeça e pescoço. Este estudo não faz referência concreta a medições em pacientes de cancro da mama, sendo que, nas patologias descritas, a anatomia é diferente, os tecidos são mais rígidos e os campos de tratamento também. Em concreto, nos casos de cabeça e pescoço, a utilização da máscara como sistema de imobilização facilita e torna mais precisa a colocação e o posicionamento do diodo. No entanto, o diodo ao ser colocado na máscara faz com que a dose não seja medida directamente no paciente. Desta forma, para além de não ser uma medição directa no paciente, há a garantia de reprodutibilidade entre fracções e não se lida com o principal problema de fazer dosimetria *in vivo* em IMRT verificado no presente projecto (o posicionamento do diodo associado a regiões de elevado gradiente de dose resultante da instabilidade verificada nas medições em pacientes). Em radioterapia da mama, não são utilizadas máscaras para imobilizar o paciente porque estas levariam a um aumento significativo da dose na pele do mesmo, resultando em queimaduras e outros efeitos secundários.

Uma proposta para trabalho futuro seria a realização de dosimetria *in vivo* com a colocação do diodo num ponto que não no eixo central do feixe, evitando regiões de elevado gradiente de dose. Vinall *et al.* [43] descreveram um método de posicionamento do diodo em qualquer ponto adequado numa região de elevada dose e de baixo gradiente de dose. Mediram 377 campos de pacientes, maioritariamente, de cabeça e pescoço. Reportaram

uma diferença média de $-0,8\%$ entre as doses calculada e medida, sendo que 95% dos desvios encontravam-se no intervalo $[-10; 10]\%$. Sendo este estudo efectuado em pacientes de cabeça e pescoço eram esperados bons resultados devido à imobilização do paciente. Esta abordagem requer disponibilidade de tempo e agenda para preparar e definir o ponto de medição, uma vez que é um processo moroso e que pode demorar até 1 hora por paciente, segundo o estudo.

No futuro também seria interessante medir o mesmo conjunto de pacientes em todas as fases do projecto: fase da validação do sistema de medição e etapa *in vivo*. Deste modo, a comparação seria muito mais consistente e talvez fosse mais fácil a identificação de erros e factores de erro. Contudo, isto implica uma organização acrescida por parte do serviço e disponibilidade de agenda.

Uma respiração alterada da paciente durante o tratamento é um factor que não é contabilizado nem quantificado na medição *in vivo*. Movimentações respiratórias anormais influenciam as medições, na medida em que alteram o ponto de medição de dose, contribuindo para discrepâncias entre os valores medido e calculado. Apesar de ser feito um CBCT, podem ocorrer movimentos da paciente intra-fracção, isto é, durante o tratamento e que também podem resultar da colocação do diodo nos vários pontos entre campos de radiação. Estes não são quantificados neste estudo e podem prejudicar as medições de igual forma. De acordo com as características do IMRT e com o que é planeado para o tratamento, o MLC tem como função proteger os órgãos de risco envolvidos, de tal forma que o diodo, durante a irradiação, pode encontrar-se em zonas de "sombra". A influência da "sombra" das lâminas do MLC na detecção de dose pelo diodo também não foi estudada, contudo, espera-se que não seja significativa, uma vez que foram obtidos bons resultados na fase de medições no fantoma de placas. No futuro, seria interessante analisar de que modo estes três factores influenciam a resposta do diodo.

Capítulo 9

Conclusões

A dosimetria *in vivo* em IMRT é muitas vezes abandonada porque a precisão das medições é consideravelmente comprometida pela existência de elevados gradientes de dose no plano de tratamento, nomeadamente, quando é pretendida a medição de doses de entrada. Quando a patologia é da mama, há uma dificuldade acrescida devido à anatomia da mesma e aos campos de radiação dos tratamentos.

Os resultados obtidos *in vivo* foram maioritariamente negativos (desvios $< 0\%$) contrariamente aos do *método 3*. Com o fantoma obteve-se um desvio relativo médio de 6% e em *in vivo* este valor foi de -16% . A discrepância entre os resultados do fantoma e das pacientes deve-se à imprecisão da colocação do dódio na paciente pois a anatomia e possíveis movimentos da mesma influenciam o posicionamento na mama. Com o fantoma, a sua geometria simples e estável traduz-se em resultados muito positivos. Este projecto é prova da dificuldade de executar medições em pacientes com óptimos resultados, devido à elevada quantidade de variáveis e aspectos que não conseguimos controlar.

De um modo geral não se registou nenhum padrão nos resultados *in vivo*. A justificação da diferença de resultados num campo não é a mesma para outro campo da mesma paciente. Isto tem a ver com as características de cada campo, com a localização da projecção do centro do campo na mama e com as características anatómicas da mesma, que podem ter efeito no posicionamento do dódio.

Foi visível que pontos de medição em regiões de elevado gradiente de dose resul-

tavam, geralmente, em diferenças significativas relativamente ao valor de dose do cálculo. Este facto está relacionado, também, com o posicionamento do dódio, factor que mais contribuiu significativamente para a obtenção de discrepâncias de resultados.

A análise do QA de pré-tratamento de cada paciente permitiu conhecer o desempenho do acelerador linear na irradiação do plano. Desta forma, foi possível relacionar determinados desvios elevados com o facto de o acelerador depositar pontos quentes de dose no plano do isocentro (plano medido), o que justifica alguns desvios relativos negativos.

As pacientes cujos maus resultados não se justificavam com o gradiente de dose da região de medição ou com o desempenho do acelerador linear foram seleccionadas para medições no fantoma *ArcCHECK* e/ou análise dos respectivos CBCTs. Alguns resultados obtidos no *ArcCHECK* foram de encontro aos obtidos *in vivo*, não sendo evidente a razão de tais desvios. Em determinados casos medidos no fantoma, era visível uma diferença que podia ser explicada pelo gradiente de dose da região de medição. Contudo, algumas medições neste fantoma resultaram em desvios relativos inferiores aos obtidos *in vivo*, que se explicam pela dificuldade associada às medições nos pacientes. Em certas pacientes e campos, desvios no posicionamento da paciente revelados no CBCT mostraram ter alguma influência na medição e nos resultados, no entanto, na grande maioria, revelaram-se inconclusivos.

Os factores posicionamento do dódio, elevado gradiente de dose da região de medição, desempenho do acelerador linear, carac-

terísticas anatómicas e posicionamento da paciente conseguiram explicar os resultados de 80% dos campos medidos.

Este projecto mostra que é possível utilizar díodos na medição de doses de entrada da mama com um nível de tolerância de $\pm 10\%$ em regiões de baixo gradiente de dose e de $\pm 15\%$ em regiões de elevado gradiente de dose. Estes níveis de tolerância são aceitáveis para a patologia da mama, considerando o tipo de plano de tratamento e todos os órgãos de risco envolvidos. O facto das medições *in vivo* resultarem em desvios relativos fora dos níveis de tolerância, não significa que o tratamento foi comprometido, uma vez que estamos a medir doses pontuais em IMRT que estão inseridas em regiões de gradiente de dose. O tratamento estaria comprometido se todos os instrumentos e processos de verificação de dose obtivessem resultados insatisfatórios.

A priori é possível conhecer o plano de dose da paciente, em concreto a região de medição, o que permite antever o comportamento do díodo e o resultado da medição *in vivo*. Desta forma, podem ser seleccionados os campos de tratamento a medir consoante o gradiente de dose. No entanto, o resultado obtido não poderá ser extrapolado para o restante plano de dose.

A dosimetria *in vivo* com díodos é uma ferramenta útil e que deve ser implementada no serviço de radioterapia porque possibilita a verificação da deposição de dose no paciente. Contudo, deve ser complementada com outros métodos de QA, como por exemplo, medições com o fantoma *ArcCHECK* ou com o EPID, de forma a salvaguardar e a precaver que não há deposição de elevadas doses de radiação em radioterapia.

Capítulo 10

Anexos

10.1 Anexo A - Resultados das medições com o método 1

MÉTODO 1						
Paciente	Campos	Dose Calculada (Gy)	Dose Medida (Gy)		1ª Medição Desvio rel. (%) Cálculo e Díodo	Desvio rel. (%) Díodo e CI
			Díodo	CI		
9521	OAE	1,069	0,986	0,904	7,76	-9,07
	OAE2	0,896	0,853	0,831	4,80	-2,65
	OAD	0,102	0,0880	0,0920	13,7	4,35
	OAD2	0,112	0,0900	0,0970	19,6	7,22
	OPD	1,043	0,981	0,930	5,94	-5,48
	OPD2	0,883	0,853	0,775	3,40	-10,1
	OPD3	0,573	0,524	0,535	8,55	2,06
12693	OAE	1,036	1,164	1,182	-12,4	1,52
	OAE2	0,777	0,791	0,778	-1,80	-1,70
	OAD	0,239	0,229	0,227	4,18	-0,97
	OPD	0,133	0,141	0,146	-6,02	3,09
	OPD2	1,138	1,239	1,132	-8,88	-9,45
	OPD3	0,669	0,696	0,608	-4,04	-14,5
12424	OAE	0,775	0,962	0,839	-24,1	-14,7
	OAE2	0,723	0,723	0,735	0,00	1,62
	OAD	0,294	0,281	0,302	4,42	6,92
	OAD2	0,245	0,314	0,272	-28,2	-15,4
	OPD	0,763	0,932	0,825	-22,1	-13,0
	OPD2	0,540	0,553	0,526	-2,41	-5,11

Tabela 10.1: Resultados referentes ao método 1 (fase da validação do sistema) das pacientes de mama direita (*dose individual por campo*) - primeira medição.

MÉTODO 1						
Paciente	Campos	Dose Calculada (Gy)	Dose Medida (Gy)		1ª Medição Desvio rel. (%) Cálculo e Díodo	Desvio rel. (%) Díodo e CI
12405	OAE	1,222	1,200	1,151	1,80	-4,26
	OAE2	1,058	1,021	0,972	3,50	-5,04
	OAD	0,0900	0,0880	0,0810	2,22	-8,64
	OPD	0,846	0,836	0,774	1,18	-8,01
	OPD2	0,646	0,567	0,602	12,2	5,81

Tabela 10.2: Resultados referentes ao método 1 (fase da validação do sistema) das pacientes de mama direita (*dose individual por campo*) - primeira medição (continuação da tabela anterior).

MÉTODO 1						
Paciente	Campos	Dose Calculada (Gy)	Dose Medida (Gy)		2ª Medição Desvio rel. (%) Cálculo e Díodo	Desvio rel. (%) Díodo e CI
9521★	OAE	1,069	1,025	0,921	4,12	-11,3
	OAE2	0,896	0,862	0,833	3,79	-3,48
	OAD	0,102	0,085	0,092	16,7	7,61
	OAD2	0,112	0,082	0,097	26,8	15,5
	OPD	1,043	0,996	0,939	4,51	-6,07
	OPD2	0,883	0,880	0,782	0,34	-12,5
	OPD3	0,573	0,490	0,512	14,5	4,30
12693	OAE	1,036	0,904	0,904	12,7	0,00
	OAE2	0,777	0,704	0,670	9,40	-5,07
	OAD	0,239	0,208	0,211	13,0	1,42
	OPD	0,133	0,120	0,126	9,77	4,76
	OPD2	1,138	1,112	1,038	2,28	-7,13
	OPD3	0,669	0,646	0,623	3,44	-3,69
12424	OAE	0,775	0,779	0,660	-0,52	-18,0
	OAE2	0,723	0,681	0,732	5,81	6,97
	OAD	0,294	0,252	0,238	14,3	-5,88
	OAD2	0,245	0,244	0,191	0,41	-27,7
	OPD	0,763	0,721	0,647	5,50	-11,4
	OPD2	0,540	0,523	0,530	3,15	1,32
12405	OAE	1,222	1,245	1,155	5,48	-7,79
	OAE2	1,058	1,042	0,975	7,84	-6,87
	OAD	0,090	0,087	0,079	12,2	-10,1
	OPD	0,846	0,838	0,779	7,92	-7,57
	OPD2	0,646	0,540	0,618	4,33	12,6

★ Medição feita com díodo 10147

Tabela 10.3: Resultados referentes ao método 1 das pacientes de mama direita (*dose individual por campo*) - segunda medição.

MÉTODO 1						
Paciente	Campos	Dose Calculada (Gy)	Dose Medida (Gy)		Desvio rel. (%) Cálculo e Díodo	Desvio rel. (%) Díodo e CI
			Díodo	CI		
12019	OAE	1,515	1,509	1,404	0,40	-7,48
	OAE2	1,205	1,138	1,098	5,56	-3,64
	OAD	0,123	0,118	0,112	4,07	-5,36
	OPD	0,654	0,535	0,655	18,2	18,3
	OPD2	0,592	0,517	0,579	12,7	10,7
13016	OAE	1,130	1,102	1,038	2,48	-6,17
	OAE2	0,812	0,778	0,758	4,19	-2,64
	OAE3	0,164	0,156	0,159	4,88	1,89
	OAD	0,064	0,051	0,068	20,3	25,0
	OAD2	0,337	0,323	0,302	4,15	-6,05
	OPD	0,891	0,864	0,822	3,03	-5,11
	OPD2	0,349	0,335	0,322	4,01	-4,04
12562	OAE	1,261	1,479	1,415	-17,3	-4,52
	OAE2	0,985	0,994	0,997	-0,91	0,30
	OAD	0,164	0,140	0,161	14,6	13,0
	OPD	0,329	0,380	0,340	-15,5	-11,8
	OPD2	0,636	0,735	0,617	-15,6	-19,1
	OPD3	0,545	0,571	0,520	-4,77	-9,81
12688	OAE	0,615	0,462	0,576	24,9	19,8
	OAE2	0,883	0,821	0,828	7,02	0,85
	OAD	0,151	0,114	0,114	24,5	0,00
	OPD	1,275	1,279	1,209	-0,31	-5,79
	OPD2	0,307	0,355	0,288	-15,6	-23,3
13120	OAE	0,913	1,027	0,841	-12,5	-22,1
	OAE2	0,730	0,748	0,687	-2,47	-8,88
	OAD	0,198	0,180	0,226	9,09	20,4
	OPD	0,900	0,912	0,838	-1,33	-8,83
	OPD2	0,407	0,224	0,307	45,0	27,0
	OPD3	0,062	0,044	0,054	29,0	18,5
12008	OAE	0,832	0,742	0,758	10,8	2,11
	OAE2	0,671	0,636	0,624	5,22	-1,92
	OAD	0,498	0,495	0,468	0,60	-5,77
	OPD	0,608	0,582	0,573	4,28	-1,57
	OPD2	0,569	0,537	0,508	5,62	-5,71
	OPD3	0,352	0,328	0,331	6,82	0,91
7482	OAE	0,963	0,935	0,910	2,91	-2,75
	OAE2	0,969	0,927	0,888	4,33	-4,39
	OAD	0,149	0,119	0,159	20,1	25,2
	OPD	0,230	0,224	0,201	2,61	-11,4
	OPD2	0,803	0,798	0,696	0,62	-14,7
	OPD3	0,153	0,134	0,131	12,4	-2,29

Tabela 10.4: Resultados referentes ao método 1 (fase da validação do sistema) das pacientes de mama direita (*dose individual por campo*) - medição única.

MÉTODO 1						
Paciente	Campos	Dose Calculada (Gy)	Dose Medida (Gy)		Desvio rel. (%) Cálculo e Díodo	Desvio rel. (%) Díodo e CI
			Díodo	CI		
11528★	OAE	0,528	0,490	0,423	7,20	-15,8
	OAE2	0,862	0,851	0,799	1,28	-6,51
	OAD2	0,0670	0,0750	0,0590	-11,9	-27,1
	OAD	0,225	0,209	0,204	7,11	-2,45
	OPD	0,456	0,414	0,390	9,21	-6,15
	OPD2	0,567	0,532	0,531	6,17	-0,19
	OPD3	0,381	0,356	0,354	6,56	-0,56
Mama esquerda						
12254	OAD	1,197	1,163	1,089	2,84	-6,80
	OAD2	0,857	0,810	0,795	5,48	-1,89
	OAE	0,299	0,283	0,279	5,35	-1,43
	OPE	0,892	0,844	0,810	5,38	-4,20
	OPE2	1,220	1,159	1,114	5,00	-4,04
11499	OAD	0,631	0,696	0,544	-10,3	-27,9
	OAD2	0,640	0,630	0,581	1,56	-8,43
	OAE	0,352	0,346	0,332	1,70	-4,22
	OPE	0,459	0,356	0,417	22,4	14,6
	OPE2	0,636	0,576	0,588	9,43	2,04
	OPE3	0,698	0,605	0,645	13,3	6,20
8875	OAD	0,632	0,577	0,537	8,70	-7,45
	OAD2	0,446	0,372	0,393	16,6	5,34
	OAE	0,078	0,048	0,059	38,5	18,6
	OPE	0,051	0,038	0,044	25,5	13,6
	OPE2	0,927	0,882	0,818	4,85	-7,82
	OPE3	0,093	0,111	0,113	-19,4	1,77
12428	OAD	1,068	0,956	0,956	10,5	0,00
	OAD2	0,754	0,710	0,711	5,84	0,14
	OAE	0,177	0,173	0,170	2,26	-1,76
	OPE	1,042	0,962	0,943	7,68	-2,01
	OPE2	0,978	0,927	0,866	5,21	-7,04
12105	OAD	1,260	1,227	1,173	2,62	-4,60
	OAD2	0,890	0,835	0,819	6,18	-1,95
	OAE	0,174	0,168	0,156	3,45	-7,69
	OAE2	0,161	0,155	0,148	3,73	-4,73
	OPE	0,428	0,360	0,377	15,89	4,51
	OPE2	0,249	0,220	0,224	11,65	1,79
★ Paciente de mama direita						

Tabela 10.5: Resultados referentes ao método 1 (fase da validação do sistema) das pacientes de mama direita e mama esquerda (*dose individual por campo*) -medição única (continuação da tabela anterior).

10.2 Anexo B - Dados das pacientes medidas *in vivo*

Paciente	Mama	Campos	UM	Paciente	Mama	Campos	UM
18751	E	OAD	110	20005	D	OAE	128
		OAD2	128			OAE2	84,7
		OAE	164			OPD	93,1
14344	E	OAD	145	18888	D	OAE	179
		OAD2	48,7			OAE2	178
		OAE	121			OPD	134
13413	E	OAD	174	21989	D	OAE	153
		OAD2	156			OAE2	161
		OAE	105			OAD	164
		OPE	128			OPD	143
20391	E	OAD	146	20809	E	OAD	110
		OAD2	86,1			OAD2	127
		OPE	103			OAE2	43,4
22339	E	OAD	150	8102	E	OAD	115
		OAD2	108			OAD2	124
		OAE	155			OAE	130
		OAE2	105			OPE	99,4
21717	D	OAE	135	20296	E	OAD	185
		OAD2	153			OAD2	155
		OAE	53,2			OAE2	141
14886	E	OAD	204	15236	D	OAE	85,1
		OAD2	156			OAE2	110
23054	E	OAD	178	20270	E	OAD	134
		OAD2	132			OAD2	102
		OAE	140			OPE	92,7
15331	E	OAD	92,4	13589	D	OAE	105
		OAD2	131			OAE2	90,7
		OAD3	109			OAE3	123
		OAE	115			OAD	118
23309	E	OAD	195	17990	E	OAD	141
		OAD2	122			OAD2	119
		OAD3	86,5			OPE	55,3
23258	E	OAD	142	15943	D	OAE2	172
		OAD2	77,6				
		OPE	102				

Tabela 10.6: Dados das pacientes medidas *in vivo*: localização da patologia e quantidade de unidades monitor (UM) distribuídas por campo.

10.3 Anexo C - Reprodutibilidade do díodo

Paciente	Campo	Diferença (%)	Paciente	Campo	Diferença (%)
18888	OAE	-1,69	21989	OAE	-41,0
	OAE2	96,2		OAE2	-0,29
	OPD	1,63		OAD	-11,6
				OPD	-1,54
21717	OAE	3,05	15943	OAE2	1,94
	OAE2	-1,42			
	OPD	15,5			
13589	OAE	-75,9	13413	OAD	-0,18
	OAE2	12,5		OAD2	17,4
	OAE3	-66,8		OAE	-22,2
	OAD	-9,71		OPE	3,77
14344	OAD	12,0	20296	OAD	-2,05
	OAD2	33,8		OAD2	0,62
	OAE	-4,99		OAE	-6,77
20391	OAD	1,68	20809	OAD	-1,06
	OAD2	-0,69		OAD2	-2,23
	OPE	-6,16		OAE2	-3,79
22339	OAD	-7,68	8102	OAD	0,81
	OAD2	-3,45		OAD2	-0,44
	OAE	68,5		OAE	-19,0
	OAE2	0,16		OPE	-8,43
14886	OAD	6,16	15236	OAE	-5,28
	OAD2	-6,46		OAE2	-5,17
23054	OAD	-2,93	20270	OAD	50,6
	OAD2	16,9		OAD2	-4,45
	OAE	4,24		OPE	-35,7
15331	OAD	20,6	23309	OAD	-0,55
	OAD2	-8,08		OAD2	-1,05
	OAD3	6,82		OAD3	0,47
	OAE	-17,3			
23258	OAD	-0,12	17990	OAD	1,54
	OAD2	-8,57		OAD2	-0,73
	OPE	-10,7		OPE	-6,40
Média: -0,63%			Desvio-padrão: 20,0%		

Tabela 10.7: Reprodutibilidade do díodo: análise da diferença de dose medida entre a primeira e a segunda medições de cada paciente.

10.4 Anexo D - Interpretação dos resultados clínicos: tabela-resumo

Paciente	Campo	<i>In vivo</i> Desvio relativo (%)		Gradiente de dose (%)	QA Análise gama (%)	ArcCHECK Desvio relativo (%)	CBCT Desvio (mm)	
		F1	F2				F1	F2
20	OAE	-52,9	-	13,2	97,8	-33,7	-	-
	OAE2	-28,1	-	7,12		-13,1	-	-
	OPD	21,0	-	14,8		-3,97	-	-
21	OAE	-15,3	-13,6	1,15	95,0	-	-	-
	OAE2	-31,1	-127	14,1		-	-	-
	OPD	-2,90	-4,54	10,6		-	-	-
22	OAE	-86,4	-45,4	20,5	95,9	-16,1	0	0
	OAE2	-21,2	-20,9	11,0		-12,5	0	0
	OAD	14,9	26,6	35,6		-38,7	0	2
	OPD	-22,4	-20,8	5,78		-	5	2
23	OAE	-19,2	-22,2	1,88	96,9	-25,0	-	-
	OAE2	-23,0	-21,6	3,81		-24,2	-	-
	OPD	-7,41	-22,9	13,4		-12,9	-	-
24	OAE2	-30,6	-32,6	9,86	97,0	-20,4	2	3
25	OAE	-75,9	-68,6	24,7	97,7	-58,8	0	0
	OAE2	-12,5	-10,3	3,24		-	0	0
	OAE3	-66,8	-45,1	23,2		-0,60	2	0
	OAD	-9,71	1,26	5,45		14,6	3	3
26	OAE	-61,6	-56,3	19,6	96,4	-30,6	0	5
	OAE2	-16,2	-11,0	5,15		-15,6	0	0
27	OAD	-13,4	-	1,50	97,5	-15,4	-	-
	OAD2	-6,90	-	1,62		-10,7	-	-
	OAE	-25,0	-	5,39		-15,6	-	-
28	OAD	-17,0	-29,0	17,2	91,0	-	-	-
	OAD2	5,66	-28,2	16,7		-	-	-
	OAE	-19,7	-14,7	4,60		-	-	-
29	OAD	-16,9	-18,6	5,95	93,0	-	-	-
	OAD2	-6,18	-5,49	15,5		-	-	-
	OPE	-38,2	-32,1	22,3		-	-	-

Tabela 10.8: Resultados dos vários testes e medições realizados nesta fase. F1 e F2 significam fracção 1 e fracção 2, respectivamente, ou seja, correspondem às fracções de tratamento onde se efectuou dosimetria *in vivo*.

Paciente	Campo	<i>In vivo</i>		Gradiente de dose (%)	QA Análise gama (%)	ArcCHECK Desvio relativo (%)	CBCT	
		Desvio relativo (%)					Desvio (mm)	
		F1	F2				F1	F2
30	OAD	-8,77	-7,71	1,69	93,8	-	-	-
	OAD2	-6,86	-4,62	1,65		-	-	-
	OAE2	-15,8	-12,0	5,17		-	-	-
31	OAD	-29,8	-22,1	4,00	92,6	-	-	-
	OAD2	-15,2	-11,8	0,94		-	-	-
	OAE	12,7	-55,8	15,4		-	-	-
	OAE2	-18,6	-18,8	3,04		-	-	-
32	OAD	0,20	-5,96	3,25	96,0	-	-	-
	OAD2	-10,4	-3,95	9,19		-	-	-
33	OAD	-14,4	-15,2	1,28	94,8	-16,3	4	0
	OAD2	-10,0	-9,57	1,35		-	4	2
	OAE	-42,5	-23,5	11,4		-	1	0
	OPE	-61,7	-53,3	29,3		-49,3	5	0
34	OAD	-8,36	-6,31	28,4	96,2	-	-	-
	OAD2	5,62	5,00	14,3		-	-	-
	OAE	-25,3	-18,5	21,5		-	-	-
35	OAD	-17,4	-14,4	2,02	91,6	-	-	-
	OAD2	-0,90	-17,8	4,17		-	-	-
	OAE	-4,52	-8,76	10,1		-	-	-
36	OAD	-14,3	36,3	3,73	93,3	-	-	-
	OAD2	-5,89	-1,44	7,12		-	-	-
	OPE	-36,3	-0,56	25,7		-	-	-
37	OAD	0,96	-19,7	5,88	97,4	-	-	-
	OAD2	-13,3	-5,27	4,14		-	-	-
	OAD3	7,20	0,38	2,88		-	-	-
	OAE	-72,3	-55,0	17,4		14,6	-	-
38	OAD	-29,7	-29,2	3,88	95,2	-30,5	5	0
	OAD2	-19,9	-18,8	0,95		-24,3	5	0
	OAD3	-16,2	-16,7	3,50		-18,0	7	0
39	OAD	-4,67	-6,21	0,80	95,6	-	-	-
	OAD2	-1,05	-0,32	7,61		-	-	-
	OPE	-10,5	-4,11	13,7		-	-	-
40	OAD	-9,47	-9,35	1,71	97,5	-13,0	0	3
	OAD2	-35,3	-26,8	14,3		-17,6	0	3
	OPE	-29,4	-4,11	9,93		-	2	2
41	OAD	-10,4	-10,3	1,53	97,4	-	-	-
	OAD2	-8,03	-25,5	3,10		-	-	-
	OAE	8,38	30,6	15,4		-	-	-
	OPE	-16,4	-20,2	4,10		-	-	-

Tabela 10.9: Resultados dos vários testes e medições realizados nesta fase. F1 e F2 significam fracção 1 e fracção 2, respectivamente, ou seja, correspondem às fracções de tratamento onde se efectuou dosimetria *in vivo* (continuação da tabela anterior).

Capítulo 11

Referências e Bibliografia

- [1] J. V. Dam and G. Marinello, *Methods for in Vivo Dosimetry in External Radiotherapy*. Garant Publ., 1994.
- [2] E. B. Podgoršak and I. A. E. Agency, *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. International Atomic Energy Agency, 2005.
- [3] P. Cherry and A. Duxbury, *Practical Radiotherapy: Physics and Equipment*. John Wiley & Sons, 2009.
- [4] P. Vial, “In vivo dosimetry for IMRT,” in *AIP Conference Proceedings*, 2011, vol. 1345, pp. 165–180.
- [5] B. Mijnheer, “State of the art of in vivo dosimetry,” *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 131, no. 1, pp. 117–122, Aug. 2008.
- [6] B. Mijnheer, S. Beddar, J. Izewska, and C. Reft, “In vivo dosimetry in external beam radiotherapy,” *Med. Phys.*, vol. 40, no. 7, p. 070903, Jun. 2013.
- [7] International Atomic Energy Agency (IAEA), “Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy,” 2013.
- [8] J.-N. Badel, D. Partouche-Sebban, I. Abraham, and C. Carrie, “A new approach in the design of electronic portal imaging devices for portal dosimetry in radiotherapy,” *Phys. Medica PM Int. J. Devoted Appl. Phys. Med. Biol. Off. J. Ital. Assoc. Biomed. Phys. AIFB*, Apr. 2014.
- [9] W. van Elmpt, L. McDermott, S. Nijsten, M. Wendling, P. Lambin, and B. Mijnheer, “A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry,” *Radiother. Oncol.*, vol. 88, no. 3, pp. 289–309, Sep. 2008.
- [10] J. Camilleri, J. Mazurier, D. Franck, P. Dudouet, I. Latorzeff, and X. Franceries, “Clinical results of an EPID-based in-vivo dosimetry method for pelvic cancers treated by intensity-modulated radiation therapy,” *Phys. Medica PM Int. J. Devoted Appl. Phys. Med. Biol. Off. J. Ital. Assoc. Biomed. Phys. AIFB*, Mar. 2014.
- [11] S. M. J. J. G. Nijsten, W. J. C. van Elmpt, M. Jacobs, B. J. Mijnheer, A. L. A. J. Dekker, P. Lambin, and A. W. H. Minken, “A global calibration model for a-Si EPIDs used for transit dosimetry,” *Med. Phys.*, vol. 34, no. 10, pp. 3872–3884, Oct. 2007.
- [12] B. E. Nelms, K. H. Rasmussen, and W. A. Tome, “Evaluation of a fast method of EPID-based dosimetry for intensity modulated radiation therapy,” *J. Appl. Clin. Med. Phys. Am. Coll. Med. Phys.*, vol. 11, no. 2, p. 3185, Apr. 2010.
- [13] *Diode in Vivo Dosimetry for Patients Receiving External Beam in Radiation Therapy*. Aapm Rep 87. Medical Physics Pub., 2005.
- [14] Guenther H. Hartmann, “Quality Management in Radiotherapy,”.
- [15] A. Ismail, J.-Y. Giraud, G. N. Lu, R. Sihanath, P. Pittet, J. M. Galvan, and J. Balosso, “Radiotherapy quality assurance by individualized in vivo dosimetry: state of the art,” *Cancer Radiothérapie J. Société Fr. Radiothérapie Oncol.*, vol. 13, no. 3, pp. 182–189, Jun. 2009.
- [16] “Portal ONCO+ www.oncomais.pt.” Out-2014.
- [17] B. Fisher, S. Anderson, C. K. Redmond, N. Wolmark, D. L. Wickerham, and W. M. Cronin, “Reanalysis and results after

12 years of follow-up in a randomized clinical trial comparing total mastectomy with lumpectomy with or without irradiation in the treatment of breast cancer,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 333, no. 22, pp. 1456–1461, Nov. 1995.

[18] C. W. Hurkmans, G. J. Meijer, C. van Vliet-Vroegindewij, V. D. Sangen, M. J. and J. Cassee, “High-dose simultaneously integrated breast boost using intensity-modulated radiotherapy and inverse optimization,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 66, no. 3, pp. 923–930, Nov. 2006.

[19] A. Barrett, J. Dobbs, and T. Roques, *Practical Radiotherapy Planning Fourth Edition*. CRC Press, 2009.

[20] G. Plataniotis, “Hypofractionated radiotherapy in the treatment of early breast cancer,” *World J. Radiol.*, vol. 2, no. 6, pp. 197–202, Jun. 2010.

[21] T. Whelan, R. MacKenzie, J. Julian, M. Levine, W. Shelley, L. Grimard, B. Lada, H. Lukka, F. Perera, A. Fyles, E. Laukkanen, S. Gulavita, V. Benk, and B. Szechtman, “Randomized trial of breast irradiation schedules after lumpectomy for women with lymph node-negative breast cancer,” *J. Natl. Cancer Inst.*, vol. 94, no. 15, pp. 1143–1150, Aug. 2002.

[22] T. J. Whelan, J.-P. Pignol, M. N. Levine, J. A. Julian, R. MacKenzie, S. Parpia, W. Shelley, L. Grimard, J. Bowen, H. Lukka, F. Perera, A. Fyles, K. Schneider, S. Gulavita, and C. Freeman, “Long-Term Results of Hypofractionated Radiation Therapy for Breast Cancer,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 362, no. 6, pp. 513–520, 2010. [23] Joiner, M. and Van der Kogel, A., *Basic Clinical Radiobiology*. 2009.

[24] J. F. Fowler, “The radiobiology of prostate cancer including new aspects of fractionated radiotherapy,” *Acta Oncol.*, vol. 44, no. 3, pp. 265–276, Jan. 2005.

[25] Y. Yamada, I. Ackerman, E. Franssen, R. G. MacKenzie, and G. Thomas, “Does the dose fractionation schedule influence local control of adjuvant radiotherapy for early stage breast cancer?,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 44, no. 1, pp. 99–104, Apr. 1999.

[26] A. Y. M. Teh, L. Walsh, T. G. Purdie,

A. Mosseri, W. Xu, W. Levin, C. A. Koch, A. Fyles, F.-F. Liu, and B. C. J. Cho, “Concomitant intensity modulated boost during whole breast hypofractionated radiotherapy – A feasibility and toxicity study,” *Radiother. Oncol.*, vol. 102, no. 1, pp. 89–95, Jan. 2012.

[27] Suresh Moorthy, P. Narayana Murthy, Saroj Kumar Das Majumdar, Hamdy El Hateer, R. Mohan, and V. Ramanathan, “Dosimetric Characteristics of IMRT versus 3DCRT for Intact Breast Irradiation with Simultaneous Integrated Boost.”

[28] Porock and KristJanson, “Skin reactions during radiotherapy for breast cancer: the use and impact of topical agents and dressings,” *Eur. J. Cancer Care (Engl.)*, vol. 8, no. 3, pp. 143–153, Sep. 1999.

[29] J. White and M. C. Joiner, “Toxicity from Radiation in Breast Cancer,” in *Radiation Toxicity: A Practical Guide*, W. S. J. MD and G. E. Woloschak, Eds. Springer US, 2006, pp. 65–109.

[30] Wells, Mary and MacBride, Sheila, “Radiation skin reactions Chapter 8”.

[31] Lillian L. Siu, “RTOG 0920: A Phase III Study of Postoperative Radiation Therapy (IMRT) ± Cetuximab for Locally-Advanced Resected Head and Neck Cancer.” 2011.

[32] S. Moorthy, H. Sakr, S. Hasan, J. Samuel, S. Al-Janahi, and N. Murthy, “Dosimetric study of SIB-IMRT versus SIB-3DCRT for breast cancer with breath-hold gated technique,” *Int. J. Cancer Ther. Oncol.*, vol. 1, no. 1, Oct. 2013.

[33] D. M. A. Zayat, E. M. Attalla, H. S. Abouelenein, Y. M. Elkem, and W. Khalil, “Dosimetric Comparison of Intensity-Modulated Radiotherapy versus Three-Dimensional Conformal Radiotherapy for Patients with Brain Tumors,” *Open J. Radiol.*, vol. 04, no. 01, pp. 85–96, 2014.

[34] P. C. Williams, “IMRT: delivery techniques and quality assurance,” *Br. J. Radiol.*, vol. 76, no. 911, pp. 766–776, Nov. 2003.

[35] J. Staffurth, “A Review of the Clinical Evidence for Intensity-modulated Radiotherapy,” *Clin. Oncol.*, vol. 22, no. 8, pp. 643–657, Oct. 2010.

[36] <http://newsroom.varian.com/> - acessado em Fev/2015.

- [37] I. Dayes, R. B. Rumble, J. Bowen, P. Dixon, and P. Warde, "Intensity-modulated Radiotherapy in the Treatment of Breast Cancer," *Clin. Oncol.*, vol. 24, no. 7, pp. 488–498, Sep. 2012.
- [38] G. M. Freedman, T. Li, N. Nicolaou, Y. Chen, C. C.-M. Ma, and P. R. Anderson, "Breast Intensity-Modulated Radiation Therapy Reduces Time Spent With Acute Dermatitis for Women of All Breast Sizes During Radiation," *Int. J. Radiat. Oncol.*, vol. 74, no. 3, pp. 689–694, Jul. 2009.
- [39] M. E. Hardee, S. Raza, S. J. Becker, G. Jozsef, S. C. Lymberis, T. Hochman, J. D. Goldberg, K. J. DeWyngaert, and S. C. Formenti, "Prone Hypofractionated Whole-Breast Radiotherapy Without a Boost to the Tumor Bed: Comparable Toxicity of IMRT Versus a 3D Conformal Technique," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 82, no. 3, pp. e415–e423, Mar. 2012.
- [40] Dominique Huyskens, Ria Bocaerts, Jan Verstraete, Marika Loof, Hakannystrom, Claudio Fiorino, Sara Broggi, Núria Jornet, Montserrat Ribas, and David I. Thwaites, "Practical Guidelines for the Implementation of In Vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with Photon Beams (Entrance Dose)".
- [41] T. Depuydt, A. Van Esch, and D. P. Huyskens, "A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation," *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.*, vol. 62, no. 3, pp. 309–319, Mar. 2002.
- [42] P. Alaei, P. D. Higgins, and B. J. Gerbi, "In Vivo Diode Dosimetry for Imrt Treatments Generated by Pinnacle Treatment Planning System," *Med. Dosim.*, vol. 34, no. 1, pp. 26–29, 2009.
- [43] A. J. Vinall, A. J. Williams, V. E. Currie, A. Van Esch, and D. Huyskens, "Practical guidelines for routine intensity-modulated radiotherapy verification: pre-treatment verification with portal dosimetry and treatment verification with in vivo dosimetry," *Br. J. Radiol.*, vol. 83, no. 995, pp. 949–957, Nov. 2010.
- [44] A. L. Liss, M. A. Ben-David, R. Jagsi, J. A. Hayman, K. A. Griffith, J. M. Moran, R. B. Marsh, and L. J. Pierce, "Decline of Cosmetic Outcomes Following Accelerated Partial Breast Irradiation Using Intensity Modulated Radiation Therapy: Results of a Single-Institution Prospective Clinical Trial," *Int. J. Radiat. Oncol.*, vol. 89, no. 1, pp. 96–102, May 2014.
- [45] S. Goyal, P. Daroui, A. J. Khan, T. Kearney, L. Kirstein, and B. G. Haffty, "Three-year outcomes of a once daily fractionation scheme for accelerated partial breast irradiation (APBI) using 3-D conformal radiotherapy (3D-CRT)," *Cancer Med.*, vol. 2, no. 6, pp. 964–971, Dec. 2013.
- [46] F. Meric, T. A. Buchholz, N. Q. Mirza, G. Vlastos, F. C. Ames, M. I. Ross, R. E. Pollock, S. E. Singletary, B. W. Feig, H. M. Kuerer, L. A. Newman, G. H. Perkins, E. A. Strom, M. D. McNeese, G. N. Hortobagyi, and K. K. Hunt, "Long-term complications associated with breast-conservation surgery and radiotherapy," *Ann. Surg. Oncol.*, vol. 9, no. 6, pp. 543–549, Jul. 2002.
- [47] F. Fehlaue, S. Tribius, U. Höller, D. Rades, A. Kuhlmeier, A. Bajrovic, and W. Alberti, "Long-term radiation sequelae after breast-conserving therapy in women with early-stage breast cancer: an observational study using the LENT-SOMA scoring system," *Int. J. Radiat. Oncol.*, vol. 55, no. 3, pp. 651–658, Mar. 2003.
- [48] S. M. Pierce, A. Recht, T. I. Lingos, A. Abner, F. Vicini, B. Silver, A. Herzog, and J. R. Harris, "Long-term radiation complications following conservative surgery (CS) and radiation therapy (RT) in patients with early stage breast cancer," *Int. J. Radiat. Oncol.*, vol. 23, no. 5, pp. 915–923, 1992.
- [49] J. S. Carpenter, M. A. Andrykowski, P. Sloan, L. Cunningham, M. J. Cordova, J. L. Studts, P. C. McGrath, D. Sloan, and D. E. Kenady, "Postmastectomy/Postlumpectomy Pain in Breast Cancer Survivors," *J. Clin. Epidemiol.*, vol. 51, no. 12, pp. 1285–1292, Dec. 1998.
- [50] J. D. Boice, E. B. Harvey, M. Blettner, M. Stovall, and J. T. Flannery, "Cancer in the Contralateral Breast after Radiotherapy for Breast Cancer," *N. Engl. J. Med.*, vol.

326, no. 12, pp. 781–785, 1992.

[51] U. Veronesi, A. Luini, V. Galimberti, and S. Zurrida, “Conservation approaches for the management of stage I/II carcinoma of the breast: Milan Cancer Institute trials,” *World J. Surg.*, vol. 18, no. 1, pp. 70–75, Feb. 1994.

[52] K. Straus, A. Lichter, M. Lippman, D. Danforth, S. Swain, K. Cowan, E. deMoss, H. MacDonald, S. Steinberg, and T. d’ Angelo, “Results of the National Cancer Institute early breast cancer trial,” *J. Natl. Cancer Inst. Monogr.*, no. 11, pp. 27–32, 1992.

[53] J. Yarnold, S. M. Bentzen, C. Coles, and J. Haviland, “Hypofractionated whole-breast radiotherapy for women with early breast cancer: myths and realities,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 79, no. 1, pp. 1–9, Jan. 2011.

[54] N. Kadesjö, T. Nyholm, and J. Olofsson, “A practical approach to diode based in vivo dosimetry for intensity modulated radiotherapy,” *Radiother. Oncol.*, vol. 98, no. 3, pp. 378–381, Mar. 2011.